

ANDREAS HAUER PIEKARZ

**DETERMINAÇÃO DO VOLUME DE VAZIOS EM ISOLADORES
POLIMÉRICOS POR TOMOGRAFIA DIGITAL DE RAIOS X**

**Dissertação apresentada como requisito
parcial à obtenção do grau de Mestre em
Engenharia, Programa de Pós-Graduação
em Engenharia, Universidade Federal do
Paraná.**

Orientador: Prof. Dr. Vitoldo Swinka Filho

CURITIBA

2006

Este trabalho é dedicado aos meus pais

AGRADECIMENTOS

Ao meu Orientador Professor Dr Vitoldo Swinka Filho por todo apoio, sugestões, discussões, incentivo e amizade durante todo o curso de mestrado.

Ao Professor Dr René Robert, pelo apoio discussões e empréstimo de materiais.

À Marilda Munaro pelo empréstimo de materiais, equipamentos e amostras.

Ao Nilton Sérgio Ramos Quoirin pelo apoio, assistência e ajuda com rotinas de programação.

Ao Colega Walmor Cardoso Godoi pela ajuda com a instrumentação, pelo incentivo e discussões em todo o desenvolvimento do trabalho.

Ao Colega Bruno Nahuili Bressan pela assistência no controle da porta paralela, discussões de rotinas de programação e ajuda com desenvolvimentos de amostras.

Ao Colega Sebastião Ribeiro Junior pelas discussões e ajuda com reconstruções tomográficas e rotinas de programação.

Ao Colega Rafael Pires Machado pelo auxilio com documentação.

Aos Colegas Eduardo Massahiko Higashi, Guilherme Cunha Silva, Guilherme Jurkevicz Delben e demais colegas já citados pela amizade, apoio e incentivo durante todo o trabalho.

Aos demais colegas que de alguma forma tenham contribuído por esse trabalho.

Ao Lactec pela utilização de equipamentos, materiais e dependências.

Aos meus pais, irmãos, demais familiares e amigos por todo incentivo, compreensão e apoio dado.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	VII
LISTA DE TABELAS.....	X
LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS.....	XI
RESUMO	XII
ABSTRACT	XIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. OBJETIVOS E MOTIVAÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	3
2.1.1. <i>Tomografia de raios X</i>	3
2.1.1.1. Comportamento do feixe na amostra	3
2.1.1.2. Subtração de imagem escura e correção do campo luminoso	5
2.1.1.3. Princípios de projeções radiográficas.....	6
2.1.1.4. Senograma	10
2.1.1.5. Transformada de Radon	10
2.1.1.6. Retroprojeção simples	10
2.1.1.7. Retroprojeção filtrada.....	13
2.1.1.8. Filtro de ruídos de imagem.....	18
2.2. PROCESSAMENTO DE IMAGENS (PI)	19
2.2.1. <i>Conceitos básicos de PI</i>	19
2.2.1.1. Definição de imagem digital	19
2.2.1.2. Vizinhança dos pixels	20
2.2.1.3. Processamento utilizando máscaras	21
2.2.1.4. Conectividade entre pixels	22
2.2.1.5. Filtros de ruídos em imagens	22

2.2.2.	<i>Aquisição de radiografias</i>	24
2.2.2.1.	Obtenção do senograma	24
2.2.3.	<i>Pré-processamento de radiografias</i>	24
2.2.4.	<i>Reconstrução tomográfica</i>	24
2.2.5.	<i>Pré-processamento de tomografias</i>	24
2.2.6.	<i>Segmentação de imagens</i>	25
2.2.6.1.	Morfologia matemática	25
2.2.6.2.	Rotulação de objetos na imagem	27
2.2.6.3.	Extração de características	28
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1.	AMOSTRAS UTILIZADAS	29
3.2.	DESCRIÇÃO DO SISTEMA	30
3.3.	SOFTWARES DESENVOLVIDOS	33
3.3.1.	<i>Software de controle do motor</i>	33
3.3.2.	<i>Software para reconstrução tomográfica</i>	35
3.3.2.1.	Página de radiografias	36
3.3.2.2.	Página de aquisição	37
3.3.2.3.	Página de reconstrução	41
3.3.2.4.	Página de análise	43
4.	RESULTADOS	48
4.1.	OTIMIZAÇÃO DE RADIOGRAFIAS	48
4.2.	OTIMIZAÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES TOMOGRÁFICAS	55
4.2.1.	<i>Número de projeções</i>	55
4.2.2.	<i>Filtragem do senograma</i>	56
4.2.3.	<i>Frequência de corte</i>	58
4.2.4.	<i>Centralização</i>	60
4.2.5.	<i>Normalização</i>	60
4.2.6.	<i>Correção do feixe cônico</i>	63

4.2.7.	<i>Correção de matriz discreta</i>	63
4.2.8.	<i>Filtragem</i>	64
4.2.8.1.	Subtração de imagem escura e correção do campo luminoso.....	64
4.2.8.2.	Filtro da mediana.....	65
4.2.8.3.	Mediana vertical.....	66
4.2.8.4.	Filtro passa-baixa	67
4.2.9.	<i>Limiarização</i>	68
4.2.10.	<i>Filtro abertura e fechamento</i>	69
4.3.	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA	70
4.3.1.	<i>Determinação da distância média entre os fotodiodos do detector</i>	70
4.3.2.	<i>Verificação da ampliação</i>	73
4.3.3.	<i>Determinação do volume dos vazios</i>	74
4.3.4.	<i>Determinação da precisão e exatidão do sistema</i>	75
4.4.	DETECÇÃO DE VAZIOS EM ISOLADORES	79
5.	CONCLUSÃO	82
6.	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	84
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA	85

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Esquema da interação do feixe com o objeto.....	4
Figura 2: Tomografia sob a influência de "endurecimento do feixe"	5
Figura 3: Projeção com feixes paralelos.....	6
Figura 4: Projeção com feixes em leque.....	7
Figura 5: Projeção com feixes em cone.....	7
Figura 6: Projeção P_{45° de um objeto com feixes de raios X	8
Figura 7: Disposição da fonte, detector e objeto de análise, durante a aquisição da projeção P_0	9
Figura 8: Senograma - Empilhamento de uma linha de cada uma das projeções entre P_0° e P_{180° [15].....	10
Figura 9: Projeção P_0 do objeto em análise	11
Figura 10: Imagem obtida da retroprojeção da linha "n" da projeção P_0 [15].....	11
Figura 11: Projeção P_{90° do objeto em análise	12
Figura 12: Imagem obtida da retroprojeção da linha "n" das projeções P_0 e P_{90° [15]	12
Figura 13: Projeção P_{45° do objeto em análise	12
Figura 14: Projeção P_{135° do objeto em análise.....	12
Figura 15: Imagem obtida da retroprojeção de P_0 , P_{90° , P_{45° e P_{135° . destacando a formação dos objetos [15]	13
Figura 16: (A) Tomografia por retroprojeção simples. (B) imagem do item "A" com contraste otimizado (C) imagem esperada [15]	13
Figura 17: Filtros utilizados nas projeções no domínio da frequência: Ham-Lak; Shep-Logan; Hamming; Hanning.....	16
Figura 18: Filtros utilizados nas projeções no domínio do espaço: Ram-Lak ; Shepp-Logan; Hamming; Hanning.....	17
Figura 19: Senograma com projeções filtradas no domínio da frequência através do filtro de Ram-Lak [15].....	17
Figura 20: (A) Reconstrução tomográfica utilizando projeções filtradas; (B) Imagem com contraste otimizado [15].....	18
Figura 21: (A) Filtro de frequência de corte; (B) Filtro de Ram-Lak associado à frequência de corte.....	19
Figura 22: Representação de imagem digital, no detalhe é possível visualizar os elementos de imagem (pixel).....	20
Figura 23: Representação de imagem tridimensional.....	20
Figura 24: Tipos de vizinhança. (a) vizinhança-4 de um pixel; (b) vizinhança-8 de um pixel; (c) vizinhança-6 de um voxel; (d) vizinhança-18 de um voxel; (e) vizinhança-26 de um voxel.....	21
Figura 25: Máscaras utilizadas em filtros de imagens	21
Figura 26: (a) Máscara 3x3 aplicada sobre um pixel qualquer da imagem; (b) Correção do pixel central da máscara utilizando o filtro da mediana.	23
Figura 27: Máscara do filtro gaussiano com vizinhança-24 e desvio padrão igual a um.	23
Figura 28: Elementos estruturantes [25].....	26
Figura 29: (A) Imagem original (B) imagem erodida; (C) Imagem dilatada; (D) Imagem com operador abertura; (E) Imagem com operador fechamento.....	27
Figura 30: Phantom com vazios no interior.....	29
Figura 31: (A) Vista frontal do isolador; (B) Vista superior do isolador.....	30
Figura 32: Objeto triangular de acrílico utilizada para verificar comportamento do feixe de raios X.....	30
Figura 33: Mesa giratória utilizada para realização das tomografias.....	31
Figura 34: Gerador de raios X.....	32
Figura 35: Flat panel - Detector de raios X.....	32
Figura 36: Aparência gráfica do software de controle da mesa giratória	34
Figura 37: Apresentação gráfica do programa, visualizando a página "Radiografias"	35
Figura 38: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de aquisição por radiografias	38
Figura 39: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de aquisição por arquivos.	39
Figura 40: Segmento da Figura 39 quando selecionada a aquisição de uma lista de linhas	39

Figura 41: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de reconstrução tomográfica.....	41
Figura 42: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de análise.....	44
Figura 43: Visualização do histograma de imagem.....	45
Figura 44: (A) Matriz de equivalências Múltiplas entre objetos da imagem; (B) Matriz final de equivalências entre objetos.....	46
Figura 45: Radiografia do objeto triangular mostrado na Figura 32.....	49
Figura 46: Atenuação do feixe para corrente de 10 μ A Tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	50
Figura 47: Atenuação do feixe para corrente de 40 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	50
Figura 48: Atenuação do feixe para corrente de 70 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	50
Figura 49: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	51
Figura 50: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 30 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	52
Figura 51: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 50 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	52
Figura 52: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70kV tempo de integração de 5s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	52
Figura 53: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 1 s (A) intensidade em função da espessura (b) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	53
Figura 54: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 3 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	54
Figura 55: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	54
Figura 56: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 8 s (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert.....	54
Figura 57: Reconstrução Utilizando (A) 180 projeções. (B) 90 projeções. (C) 36 projeções. (D) 18 projeções.....	56
Figura 58: Reconstrução tomográfica de um phantom de acrílico: (A) sem utilização de filtro; (B) filtro de Shep-Logan no domínio da frequência; (C) filtro de Shep-Logan do domínio do espaço.	57
Figura 59: Reconstrução tomográfica utilizando frequência de corte de: (A) 0,06; (B) 0,1; (C) 0,15; (D) 0,25; (E) 0,5; (F) 1,0 - sem frequência de corte.....	59
Figura 60: (A) Tomografia corretamente centralizada; (B) Tomografia com erro de centralização de 5 pixels; (C) Tomografia com erro de centralização de 10 pixels; (D) Tomografia com erro de centralização de 10 pixels, em sentido contrário ao item “C”.....	60
Figura 61: Amostra apresentando impureza com grande índice de atenuação. A imagem apresenta pouco contraste para objetos de interesse.....	61
Figura 62: (A) Normalização simples; (B) Normalização desconsiderando regiões ruidosas; (C) normalização considerando 99% da imagem; (D) Normalização considerando 97% da imagem; (E) Normalização considerando 90% da imagem; (F) Normalização considerando 50% da imagem.....	62

Figura 63: (A) Reconstrução considerando feixe em leque; (B) Reconstrução Considerando o feixe paralelo.....	63
Figura 64: (A) Tomografia com correção de matriz discreta; (B) Tomografia sem correção de matriz discreta	64
Figura 65: Segmento de uma reconstrução tomográfica: (A) sem utilização de filtros; (B) aplicando filtro dado pela equação (3).....	65
Figura 66: (A) Tomografia filtrada com o filtro da mediana; (B) tomografia não filtrada.....	66
Figura 67: Segmento de tomografia (A) sem aplicação de filtros; (B) com aplicação do filtro da mediana volumétrica com janela 1x1x5.....	66
Figura 68: Segmento de tomografia e respectivo histograma: (A) sem aplicação de filtros; (B) com aplicação do filtro passa-baixa gaussiano com janela 5x5	67
Figura 69: (A) Imagem limiarizada sem prévia filtragem; (B) Histograma utilizado para a localização do limiar utilizado no item “A”; (C) imagem limiarizada com prévia filtragem com filtro gaussiano; (D) Histograma utilizado para a localização do limiar utilizado no item “C”	68
Figura 70: (A) Tomografia limiarizada sem aplicação de filtros; (B) tomografia limiarizada com aplicação do filtro da mediana; (C) aplicação do filtro de abertura e fechamento sobre o item ”A”; (D) aplicação do filtro de abertura e fechamento sobre o item ”B”	70
Figura 71: Radiografia do paquímetro digital	71
Figura 72: Relação entre tamanho real do objeto e tamanho nas imagens radiográficas.....	72
Figura 73: Radiografia do isolador da Figura 31, destacando o vazio principal, o caminho de descarga, o orifício do pino de fixação e as linhas representadas na Figura 74	80
Figura 74: Tomografias limiarizadas para as linhas indicadas na Figura 73. (A) parte superior do vazio principal e pequeno vazio encontrado; (B) vazio principal e outro pequeno vazio encontrado; (C) caminho da descarga próximo ao vazio maior; (D) caminho da descarga próximo ao pino central.....	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dimensão média dos pixels	72
Tabela 2: Comparação entre a ampliação prevista e obtida.....	73
Tabela 3: Medida da massa de 0,45 ml de álcool isopropílico	74
Tabela 4: Medida da densidade do álcool isopropílico.....	75
Tabela 5: Massa e volume calculado do álcool isopropílico inserido em cada vazio do phantom.....	75
Tabela 6: Seqüência de filtros utilizada em cada processo.....	76
Tabela 7: Volumes dos vazios do phantom, obtidos por tomografia utilizando 5 seqüências de filtros.....	76
Tabela 8: Erro relativo entre o volume obtido pelo método analítico, dado na Tabela 5, e o volume obtido pelos 5 métodos tomográficos dados na Tabela 7.....	77
Tabela 9: Propriedade dos “falsos objetos”	78
Tabela 10: Volume dos vazios reais do isolador	81

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

LACTEC: Instituto de Pesquisa para o Desenvolvimento

PNG: Portable network graphics

BMP: Bitmap

RGB: Red, green, blue (vermelho, verde, azul.)

PI: Processamento de imagens

RDP: Radiografia digital portátil

Pixel: Picture element (elemento de imagem)

Voxel: Volume element (elemento de volume)

FFT: Fast Fourier transformer (transformada rápida de Fourier)

IFFT: Inverse fast Fourier transformer (transformada rápida inversa de Fourier)

\ominus : Operador morfológico de erosão

\oplus : Operador morfológico de dilatação

\bullet : Operador morfológico de fechamento

\bigcirc : Operador morfológico de abertura

RESUMO

Este trabalho apresenta o resultado da aplicação de tomografia de raios X para a medição do volume de vazios existentes em isoladores poliméricos de linhas de distribuição de energia (classe 15 kV). Para isto, foi realizada a transformação de um sistema de radiografia digital em um sistema tomográfico. O sistema foi testado e otimizado utilizando uma amostra com defeitos induzidos artificialmente. Para a identificação dos objetos na imagem foi utilizada a técnica de segmentação com o processo de limiarização global pela identificação de um vale central no histograma das imagens. Os melhores resultados foram obtidos com a utilização dos seguintes filtros de imagens: subtração da imagem escura, correção do campo luminoso, filtro da mediana no plano da tomografia e perpendicular a este plano, operador morfológico de abertura e fechamento para imagens binárias. A tomografia digital de raios X se mostrou um eficiente método não-destrutivo para determinação do volume dos vazios nas amostras. Para vazios com volume igual ou superior a 69 mm^3 , as medidas apresentaram erro inferior a 1%.

ABSTRACT

This work presents the result of the application of X-ray tomography for void volume measurements in polymeric insulators (J-neck polyethylene pin type insulator, class 15 kV). The digital X-ray system was transformed in a tomographic system. This system was tested and optimized using a sample with artificially induced defects. The Segmentation Technique was applied to tomography images and the global thresholding was used by the identification of a central valley histogram. The best results were obtained with the use of the following images filters: subtraction of the dark image, correction of the light field, median filter in the plan of the tomography and perpendicular to this plan, morphologic operator of opening and closing for binary images. The digital tomography of X-ray showed satisfactory results as a non-destructive method for the determination of the volume of the voids in the samples. For voids equal or superior volume of 69 mm³ the measurements had presented an error below 1%.

1. INTRODUÇÃO

Isoladores poliméricos são amplamente utilizados nas faixas de tensão de transmissão e distribuição de energia elétrica. Estes isoladores são amplamente utilizados na Europa, América do Norte e Austrália. Os materiais normalmente empregados na manufatura de isoladores são a borracha de silicone (SIR), as resinas epóxi e a borracha de etileno propileno (EPDM). No Brasil, o polietileno de alta densidade (HDPE) também é utilizado em isoladores poliméricos tipo pino [1] [2].

Uma das principais vantagens da utilização dos isoladores poliméricos frente aos isoladores cerâmicos é sua baixa energia superficial e conseqüente manutenção da hidrofobicidade na presença de névoa e chuva. Outras vantagens são: (i) baixo peso; (ii) boa resistência à contaminação; (iii) facilidade de instalação; e (iv) baixo custo. Por outro lado, podem-se citar como principais desvantagens a existência de falhas no seu interior, que podem ser originadas durante o processo de manufatura (bolhas de ar no seu interior); por esforço mecânico; e de origem elétrica como: trilhamento elétrico e erosão, corona, ruptura, entre outros. A caracterização destas falhas pode ser útil para aperfeiçoamento no processo de fabricação ou, até mesmo, como controle de qualidade [2].

A tomografia digital de raios X permite a visualização de um mapa do índice de atenuação em um corte transversal do objeto sem causar danos a este, caracterizando um método de diagnóstico não-destrutivo. A tomografia computadorizada apresenta vantagens sobre outros métodos de diagnóstico. A inspeção por radiografias, por exemplo, é outro método de diagnóstico não-destrutivo, porém este permite apenas a visualização de projeções da amostra, impossibilitando a obtenção de algumas características [3] [4].

A tomografia é amplamente utilizada para diagnósticos médicos, e vem crescendo sua aplicação para inspeção industrial para diversos fins, tal como o método de diagnóstico de defeitos em componentes [3] [5].

1.1. OBJETIVOS E MOTIVAÇÃO

Neste trabalho objetivou-se a transformação do sistema RDP (radiografia digital portátil) em um tomógrafo industrial para análise de vazios contidos em isoladores de linhas

de distribuição. No sistema RDP, a alta resolução das imagens radiográficas, associada ao foco micrométrico da fonte de raios X, permite a distinção de partículas da ordem de 100 μm no interior de um objeto.

Para o desenvolvimento deste tomógrafo, foi criado um programa que engloba todos os passos necessários para a realização da reconstrução tomográfica. Além disso, o programa realiza, também, todo o processamento de imagens (filtragem, limiarização e extração de características) para obtenção do volume e posição dos defeitos contidos nos isoladores.

A exatidão e a precisão do sistema foram obtidas por meio de amostras com defeitos conhecidos. Foi mensurada também a influência de cada filtro utilizado nas imagens.

Assim, este sistema foi utilizado para obter informações de vazios em um isolador compostos de polietileno de alta densidade danificados em campo. Neste isolador foram identificadas três bolhas de ar gerados no processo de fabricação e um caminho de descarga causada por uma dessas bolhas quando o isolador estava sob alta tensão.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A palavra “Tomografia” é de origem grega tomo = corte, graphein= escrita, ou seja, a escrita de um corte.

A tomografia é um método não-destrutivo para visualização de uma secção transversal de um objeto, sem que seja necessário, abrir este objeto.

Consiste, basicamente, da reconstrução de uma secção transversal a partir de dados obtidos de múltiplas projeções desta. Estes dados devem conter informações de grandezas físicas do interior do objeto, por exemplo: índice de absorção, impedância, etc [4] [6].

Existem muitos tipos de tomografias, as mais conhecidas são:

- tomografia por meio de raios X;
- tomografia por meio de emissão única de fóton;
- tomografia por meio de emissão de pósitron;
- tomografia por meio de ultra-som;
- tomografia por meio de impedância elétrica;

Neste trabalho será analisada a tomografia de raios X. A tomografia de raios X utiliza como princípio básico, a atenuação de um feixe de raios X que atravessa o objeto em cada projeção. O resultado final após a reconstrução será uma imagem bidimensional representando os coeficientes de atenuação do objeto, em uma determinada secção transversal.

2.1.1. *Tomografia de raios X*

2.1.1.1. Comportamento do feixe na amostra

Um feixe de raios X monocromático incidido sobre um objeto obedecerá a lei de Beer-Lambert [4] [5] [6] [7] [8] [9]:

$$\int_0^L \mu(x, y) ds = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (1)$$

Onde: μ , é o coeficiente de atenuação do material em um determinado ponto para uma determinada energia do feixe; I_0 , é a intensidade do feixe que atinge o objeto; I , é a intensidade do feixe de raios X após percorrer um determinado caminho pelo objeto, como mostra a Figura 1. A intensidade é proporcional ao número de fótons de raios X que atravessa todo o objeto por unidade de tempo.

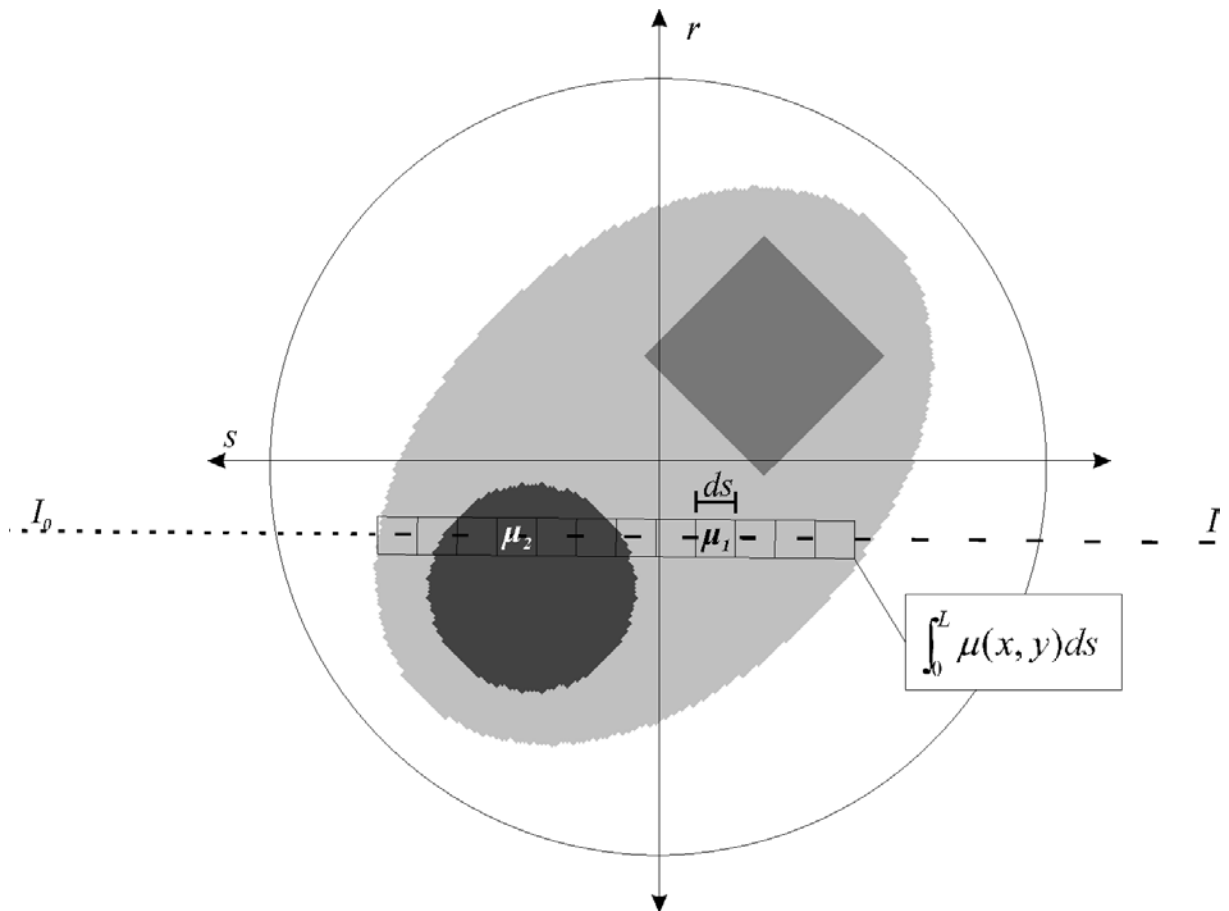


Figura 1: Esquema da interação do feixe com o objeto

A lei de Beer-Lambert diz que a intensidade do feixe de raios X decai exponencialmente em função da integral dos coeficientes de atenuação no seu caminho.

Se o objeto for homogêneo esta equação pode ser reduzida para:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{ou} \quad \mu x = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (2)$$

Onde: μ , representa o coeficiente de atenuação linear, e x a distância percorrida pelo feixe no objeto [9].

A equação Beer-Lambert é válida para feixes monocromáticos, pois o índice de atenuação varia em função da sua energia. No caso de feixes compostos de fótons de energias distintas, as radiografias poderão apresentar grandes distorções para amostras não-homogêneas. Estas distorções poderão gerar alguns artefatos em reconstruções tomográficas como, por exemplo, um efeito chamado “Endurecimento do feixe” [10] ou “*Hardening*” ou, ainda, “*Beam Hardening*” [11], como mostrado na Figura 2, este fenômeno ocorre devido aos feixes de baixa energia serem facilmente absorvidos por elementos mais densos, reduzindo substancialmente a intensidade do feixe nesta região.

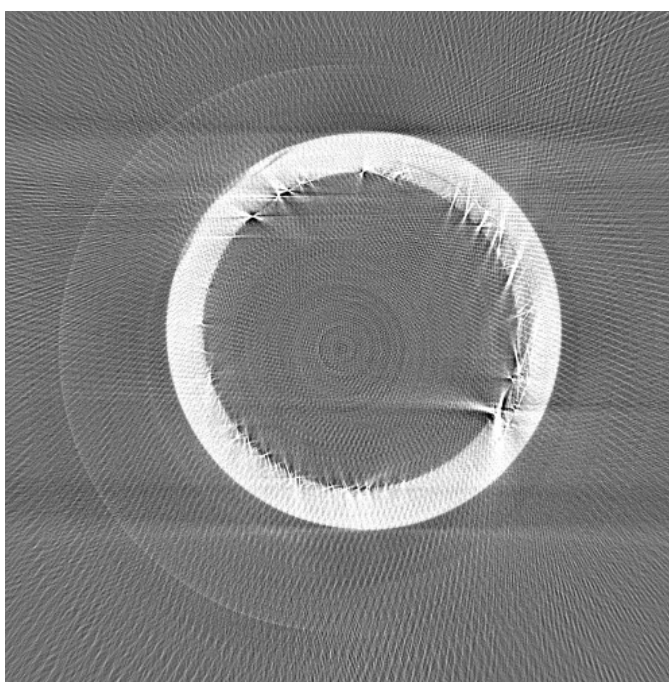


Figura 2: Tomografia sob a influência de "endurecimento do feixe"

2.1.1.2. Subtração de imagem escura e correção do campo luminoso

Cada pixel da imagem radiográfica digital reflete a informação de fotodiodos distintos, os quais poderão apresentar comportamentos ligeiramente diferentes durante a incidência de um mesmo feixe de raios X, gerando assim ruído na imagem. Nas reconstruções tomográficas este ruído causa o surgimento de artefatos em forma de anel em torno do centro de rotação da amostra, pois estas influências estarão presentes em todos os quadros na mesma posição, assim serão interpretados como objetos parados durante a rotação da amostra.

Se as distintas sensibilidades forem conhecidas, poderá ser evitada a presença destes anéis. Para obter o real comportamento dos fotodiodos, após a aquisição dos quadros radiográficos (I) devem ser realizadas as aquisições de mais duas radiografias:

- Radiografia Negra (I_n): aquisição com as mesmas características das radiografias anteriores, porém com a fonte de raios X desativada.
- Radiografia Branca (I_b): aquisição com as mesmas características das radiografias anteriores, porém sem a presença da amostra frente ao detector.

I_n conterá informações sobre possíveis integrações temporais dos fotodiodos que não originadas por raios X. I_b mostrará o comportamento de cada fotodiodo para uma mesma dose de raios X.

Então, a remoção destas influências poderá ser obtida pela seguinte equação [12]:

$$I_F = \frac{I - I_n}{I_b - I_n} \quad (3)$$

Onde: I_F é a imagem filtrada que apresentará valores entre 0 e 1.

2.1.1.3. Princípios de projeções radiográficas

Uma projeção do objeto é o conjunto de medidas da intensidade do feixe de raios X que atravessam o objeto através de distintos caminhos.

Existem três tipos de projeções [4]:

Projeção Paralela: ocorre quando os feixes de raios X são paralelos entre si, como mostrado na Figura 3.

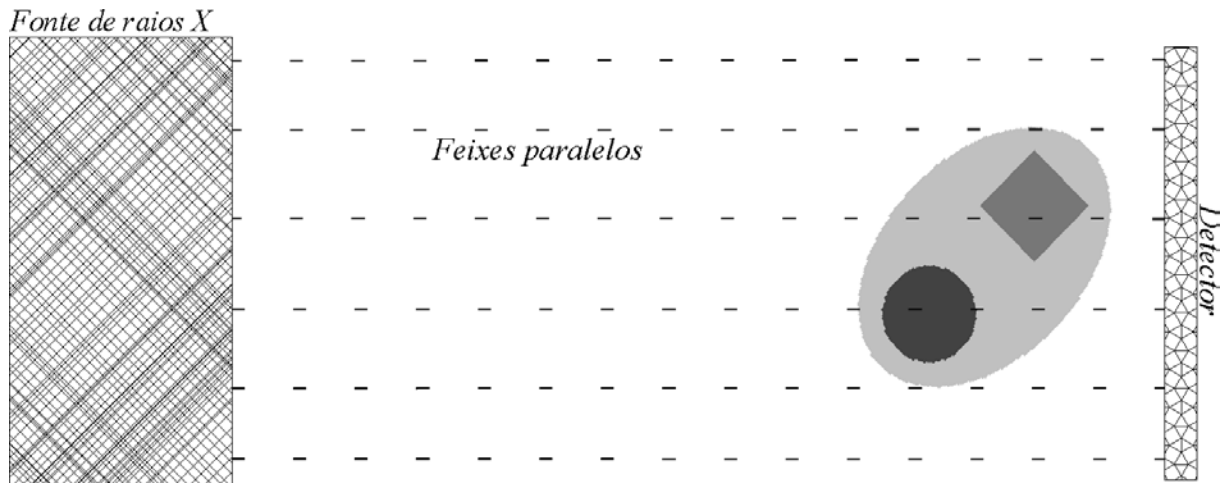


Figura 3: Projeção com feixes paralelos

Projeção em leque: ocorre quando todos os feixes partem de um mesmo ponto e se divergem formando um leque, como mostrado na Figura 4.

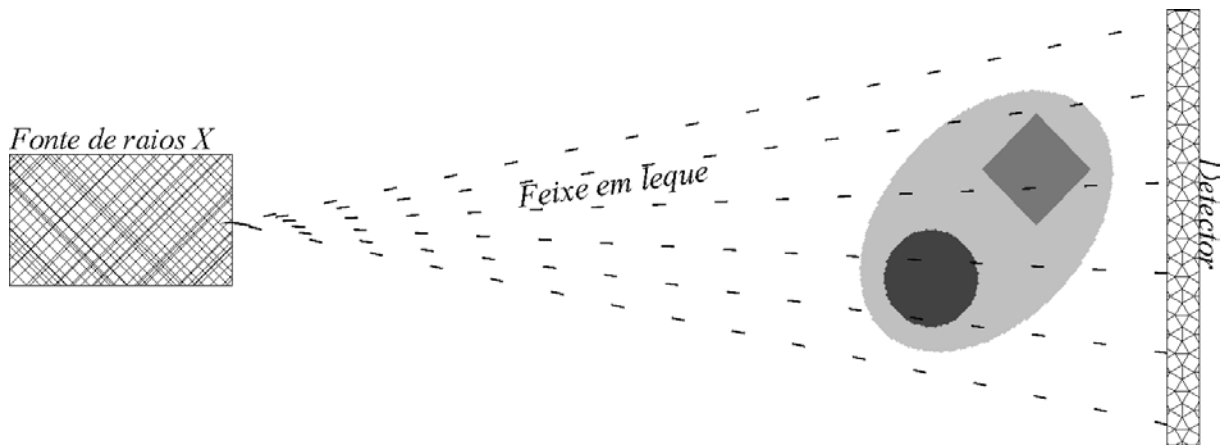


Figura 4: Projeção com feixes em leque

Projeção em cone: assim como na projeção em leque os feixes partem do mesmo ponto, mas há uma divergência tridimensional formando um cone, como mostrado na Figura 5. Neste caso o detector deverá ser plano.

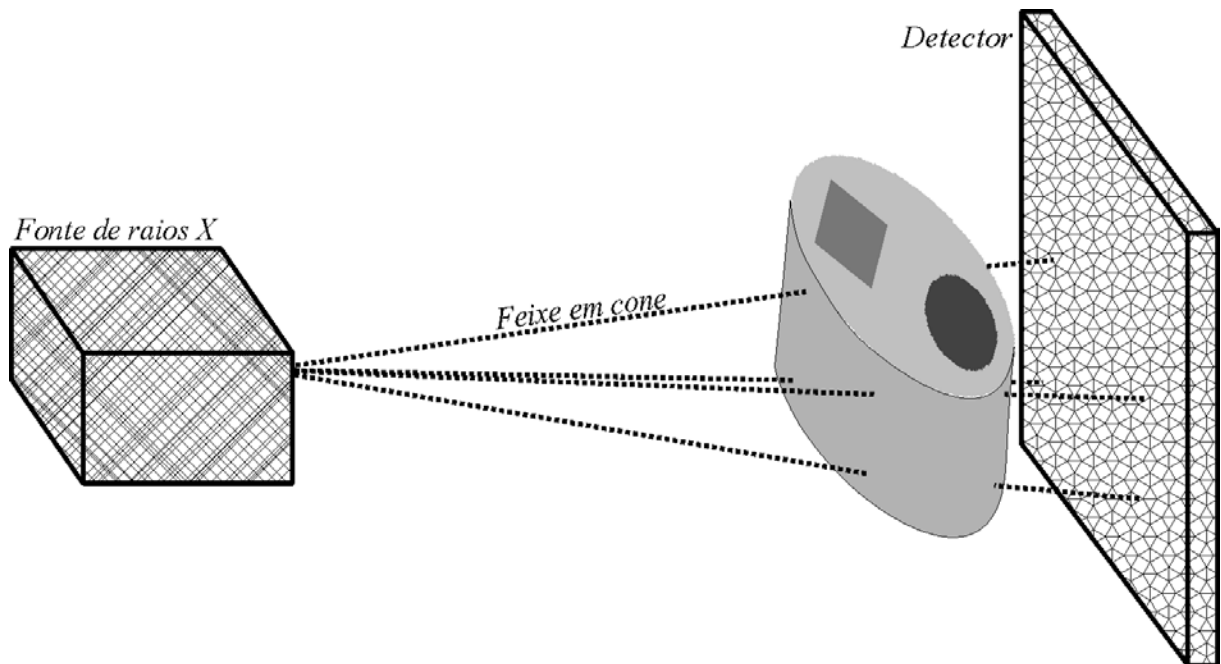


Figura 5: Projeção com feixes em cone

Usando a classificação anterior pode-se classificar o tomógrafo utilizado neste trabalho como sendo: “tomógrafo de projeção em cone”. Outra classificação denomina o primeiro tomógrafo desenvolvido por Hounsfield como sendo “tomógrafo de primeira geração”,

utilizando esta classificação poderia-se chamar o tomógrafo aqui utilizado de “tomógrafo de terceira geração” [9].

Nos tomógrafos de terceira geração os feixes de raios X partem de um mesmo ponto, formando um cone, e os detectores são dispostos em um plano. As projeções são radiografias obtidas pela rotação do sistema fonte-detector, ou apenas pela rotação do objeto.

A fonte emitirá feixes de raios X, cada um destes feixes atravessará o objeto por caminhos distintos, assim cada feixe apresentará uma atenuação diferente. Estes feixes atingirão o detector em uma determinada posição, gerando assim uma projeção P_φ , como mostrado na Figura 6. Em seguida o objeto é rotacionado de um ângulo $\Delta\varphi$ e novamente radiografado.



Figura 6: Projeção P_{45° de um objeto com feixes de raios X

A reconstrução das tomografias será mais simples se for utilizado a projeção paralela. Quando são usados feixes em cone, é conveniente que a distância entre a fonte de raios X e o objeto seja muito maior que a distância do objeto ao detector. Desta forma, os feixes serão, aproximadamente, paralelos. Para obter melhores resultados é possível prever o caminho percorrido pelos feixes cônicos eliminando assim ampliações e distorções nas reconstruções tomográficas [13].

Na Figura 7 é representada a aquisição de uma projeção de um objeto rotacionado um ângulo φ , onde o detector foi disposto a uma distância D_1 da fonte de raios X. Nesta figura é destacado um feixe f_1 com abertura em leque de um ângulo θ atingindo o detector a uma distância t do feixe f_2 que passa pelo centro de rotação do objeto (origem). As trajetórias dos feixes f_1 e f_2 podem ser descritas respectivamente por:

$$y = a_1 \cdot x + b_1 \quad (4)$$

$$y = a_2 \cdot x \quad (5)$$

Sendo φ conhecido, o coeficiente angular da reta que descreve o caminho de cada feixe é $a_2 = \tan(\varphi)$; $a_1 = \tan(\alpha)$, onde $\alpha = \theta - \varphi$ e $\tan(\theta) = t/D_1$.

Assim, pela relação trigonométrica da tangente da soma entre ângulos, temos:

$$a_1 = \tan(\alpha) = \tan(\theta - \varphi) = \frac{\tan \theta - \tan \varphi}{1 + \tan \theta \tan \varphi} \quad (6)$$

A posição da fonte de raios X (x_0, y_0) está a uma distância D_2 da origem, assim:

$$x_0^2 + y_0^2 = D_2^2 \quad (7)$$

Substituindo (5) em (7), tem-se:

$$x_0 = \sqrt{\frac{D_2^2}{1 + \tan^2 \varphi}} \quad \text{onde,} \quad y_0 = x_0 \tan \varphi \quad (8)$$

Substituindo (8) em (4) pode ser obtido b_1 , descrevendo assim corretamente a trajetória de f_1 .

$$b_1 = \sqrt{\frac{D_2^2}{1 + \tan^2 \varphi}} (\tan \varphi - a_1) \quad (9)$$

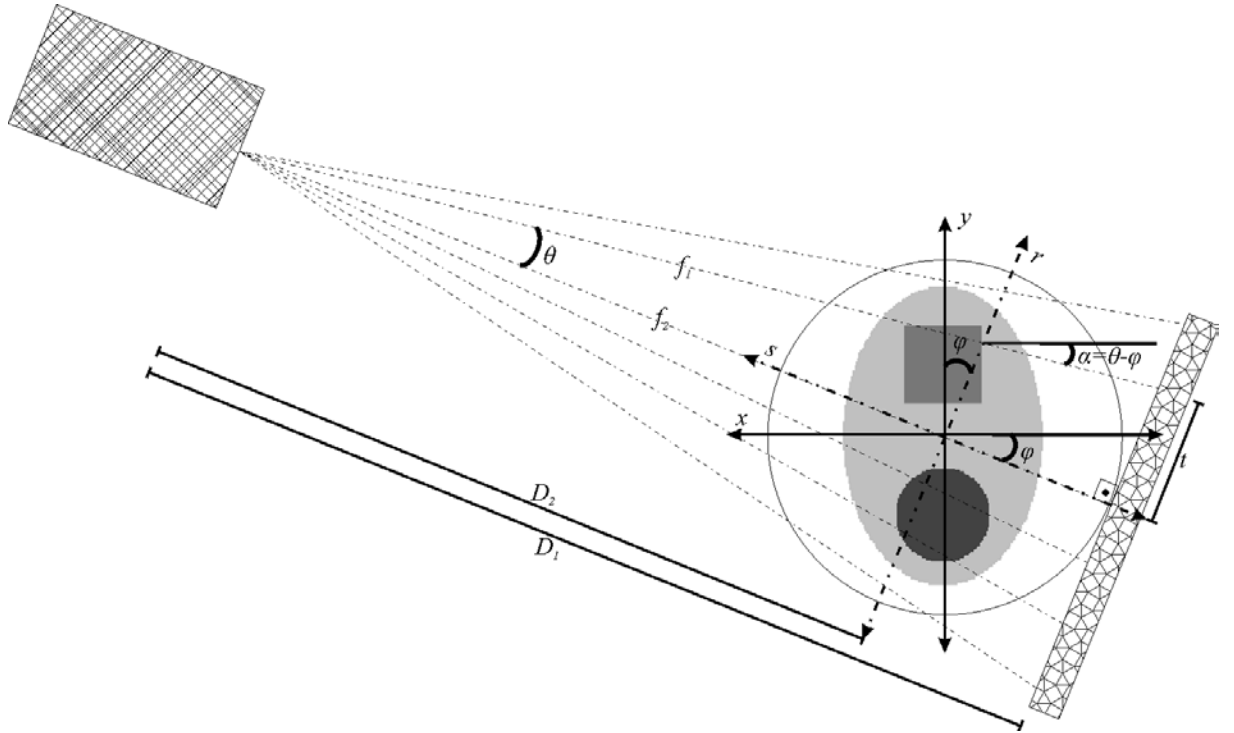


Figura 7: Disposição da fonte, detector e objeto de análise, durante a aquisição da projeção P_φ .

2.1.1.4. Senograma

A apresentação gráfica de múltiplas projeções é conhecida por senograma. Leva este nome devido ao comportamento senoidal de cada ponto, nas projeções, durante a rotação da amostra [3] [10] [14].

O senograma consiste do empilhamento de uma mesma linha de cada projeção, podendo assim ser visualizada a variação da projeção em função do ângulo.

Na Figura 8 está mostrado o senograma do objeto da Figura 7, constituído de 100 projeções entre 0° e 180° .

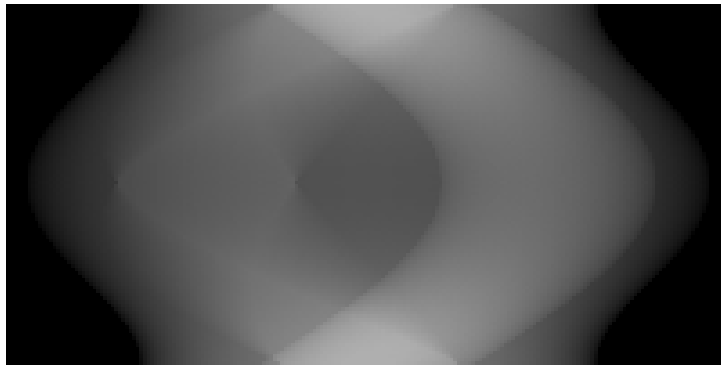


Figura 8: Senograma - Empilhamento de uma linha de cada uma das projeções entre P_{0° e P_{180° [15]

2.1.1.5. Transformada de Radon

A transformada de Radon é a base da tomografia, ela pode ser escrita da seguinte forma [4] [7] [9] [10] [16]:

$$P_\varphi(r) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - r) dx \cdot dy \quad (10)$$

Esta equação evidencia uma relação entre as projeções e a função objeto $f(x, y)$, então o trabalho da reconstrução tomográfica é encontrar ou estimar os valores de $f(x, y)$ por meio das diversas projeções P_φ adquiridas.

2.1.1.6. Retroprojeção simples

A retroprojeção simples é uma técnica de reconstrução tomográfica que pode ser vista como o caminho inverso da projeção.

Para isto é utilizado o operador retroprojeção definido na equação (11)

$$b(x, y') = \int_0^{\pi} P(x \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi) d\varphi \quad (11)$$

A retroprojeção simples consiste em integrar cada uma das projeções por todo o caminho realizado pelo feixe durante o processo de aquisição [7] [6]. Para reconstruções com projeções obtidas com feixes paralelos, é feito na equação (11), $y' = y$. Quando os feixes da fonte de raios X apresentarem uma divergência formando um leque, como mostra a Figura 7, y' na equação (11) é dado pela equação (4).

Em outras palavras: é selecionado a linha “n” da primeira projeção (P_{0°) do objeto na Figura 7, como mostrada na Figura 9. Faz-se com que a linha selecionada seja integrada pelo caminho percorrido pelo feixe, cobrindo assim toda a imagem final, como mostrado na Figura 10.



Figura 9: Projeção P_{0° do objeto em análise

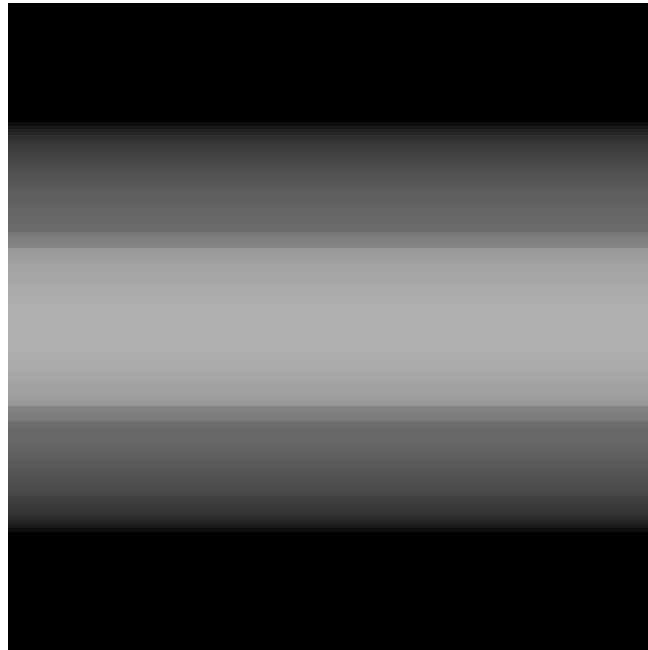


Figura 10: Imagem obtida da retroprojeção da linha “n” da projeção P_{0° [15]

Em seguida é selecionada a linha “n” de outra projeção, por exemplo P_{90° , mostrada da Figura 11, então esta linha é retroprojetada a um ângulo de 90° sobre a imagem da Figura 10. O resultado é mostrado na Figura 12.



Figura 11: Projeção P_{90° do objeto em análise

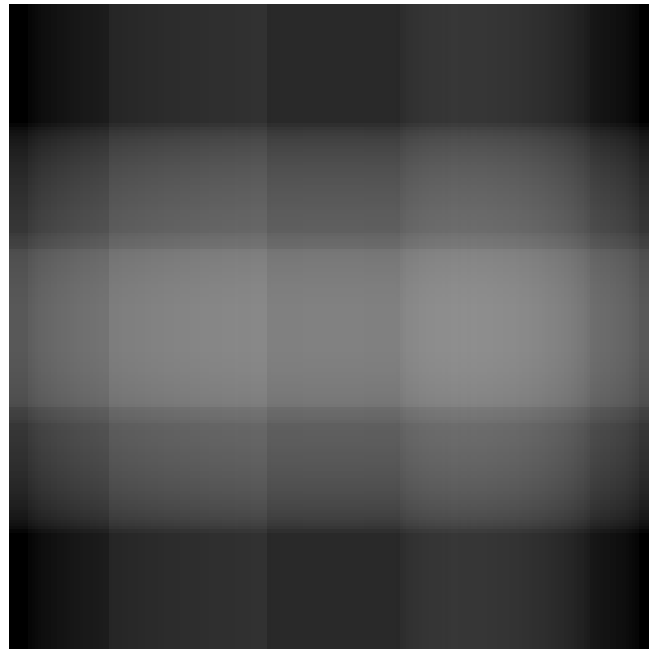


Figura 12: Imagem obtida da retroprojeção da linha “n” das projeções P_{0° e P_{90° [15]

Retroprojetando a linha “n” das projeções P_{45° e P_{135° , mostradas na Figura 13 e Figura 14 respectivamente, obtém-se o resultado mostrado na Figura 15. Nesta figura já se torna evidente a formação de regiões mais claras caracterizando o “quadrado” e o “círculo” contido no objeto.



Figura 13: Projeção P_{45° do objeto em análise



Figura 14 Projeção P_{135° do objeto em análise

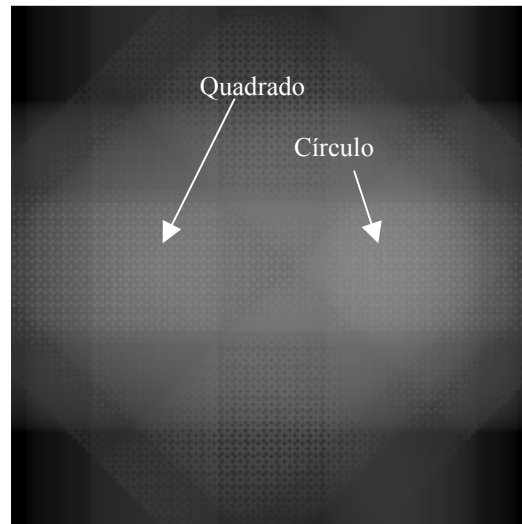


Figura 15: Imagem obtida da retroprojeção de P_0° , P_{90° , P_{45° e P_{135° . destacando a formação dos objetos [15]

Repetindo este procedimento para 100 ângulos diferentes tem-se o resultado da Figura 16–A, nesta é bem evidente a visualização do círculo e do quadrado. Com um ajuste de contraste é possível tornar a visualização ainda melhor, como mostrado na Figura 16–B. A imagem idealmente esperada é mostrada na Figura 16–C.

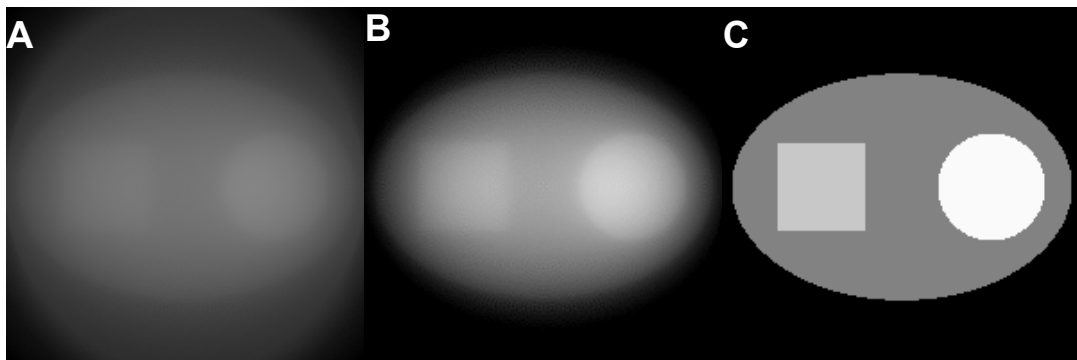


Figura 16: (A) Tomografia por retroprojeção simples. (B) imagem do item “A” com contraste otimizado (C) imagem esperada [15]

2.1.1.7. Retroprojeção filtrada

Pode ser observado que na Figura 16–B, embora a imagem se torne bem visível, ainda é muito diferente da imagem esperada mostrada na Figura 16–C, poder-se-ia dizer que é a imagem original “borrada”. Isto ocorre porque durante cada retroprojeção cada pixel é integrado por todo o caminho do feixe, portanto cada pixel gerará influências em sua vizinhança, assim a imagem obtida pela retroprojeção simples (mostrada na Figura 16–B),

poderia também ser obtida pela convolução da imagem esperada, mostrada na Figura 16–C, pela função inversa, dada pela equação (12) em coordenadas polares [6] [9].

$$h(r) = 1/r \quad (12)$$

ou seja, a aplicação de um filtro com a seguinte máscara:

$$\begin{bmatrix} \ddots & & & & & & & & \ddots \\ & 0,150 & 0,167 & 0,183 & 0,195 & 0,200 & 0,195 & 0,183 & 0,167 & 0,150 \\ & 0,167 & 0,191 & 0,217 & 0,240 & 0,250 & 0,240 & 0,217 & 0,191 & 0,167 \\ & 0,183 & 0,217 & 0,261 & 0,309 & 0,333 & 0,309 & 0,261 & 0,217 & 0,183 \\ & 0,195 & 0,240 & 0,309 & 0,414 & 0,500 & 0,414 & 0,309 & 0,240 & 0,195 \\ \dots & 0,200 & 0,250 & 0,333 & 0,500 & 1,000 & 0,500 & 0,333 & 0,250 & 0,200 \dots \\ & 0,195 & 0,240 & 0,309 & 0,414 & 0,500 & 0,414 & 0,309 & 0,240 & 0,195 \\ & 0,183 & 0,217 & 0,261 & 0,309 & 0,333 & 0,309 & 0,261 & 0,217 & 0,183 \\ & 0,167 & 0,191 & 0,217 & 0,240 & 0,250 & 0,240 & 0,217 & 0,191 & 0,167 \\ & 0,150 & 0,167 & 0,183 & 0,195 & 0,200 & 0,195 & 0,183 & 0,167 & 0,150 \\ & \ddots & & & & & & & & \ddots \end{bmatrix}$$

A convolução de $g(t)$ por $h(t)$ é definido como [10] [17] [18]:

$$g * h = \int_{-\infty}^{\infty} g(\tau)h(t - \tau)d\tau \quad (13)$$

Ou para o caso discreto cada elemento j desta convolução é dado por [18]:

$$(f * g)_j \equiv \sum_{k=-M/2+1}^{M/2} f_k g_{j-k} \quad (14)$$

Onde: M é o número de elementos das funções discretas f e g .

Sabendo como as distorções atuam na imagem, então podemos realizar correções matemáticas nas projeções, eliminando assim as influências das vizinhanças e obtendo então uma melhor reconstrução.

Essa filtragem pode ser realizada no domínio do espaço ou da frequência, porém no domínio do espaço despenderá um maior tempo devido ao alto custo computacional do operador convolução.

Para realizar a transformação de uma projeção para o domínio da frequência, utiliza-se a equação da transformada de Fourier:

$$\mathcal{F}(h(x)) = H(f) = \int_{-\infty}^{\infty} h(x)e^{2\pi ifx} dx \quad (15)$$

Onde $\mathcal{F}(h)$ significa a transformada de Fourier da função h .

Depois de filtrados os dados no domínio da frequência, é necessário retorná-los para o domínio do espaço, para isto é utilizada a transformada inversa de Fourier:

$$\mathcal{F}^{-1}(H(f)) = h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} H(f) e^{-2\pi i f x} df \quad (16)$$

Por se tratar de imagens discretas, para o cálculo da transformada de Fourier é utilizado um método chamado FFT (Fast Fourier Transformer) e para a obtenção de sua inversa, é utilizado IFFT (Inverse Fast Fourier Transformer) [18].

A filtragem no domínio da frequência se torna simples devido ao teorema da convolução para a transformada de Fourier, este diz que a transformada de Fourier de duas funções convoluídas no domínio do espaço é igual ao produto das funções no domínio de Fourier [17]:

$$\mathcal{F}(f(x) * g(x)) = F(f)G(f) \quad (17)$$

Assim se for chamada a imagem obtida pela retroprojeção simples de imagem f_o , e definindo-se uma imagem ideal f_I como a imagem tomográfica esperada, então, pode-se dizer que $f_o = f_I * h$ onde h é dado pela equação (12).

No domínio de Fourier e pelo teorema da convolução tem-se que:

$$F_o = F_I H \quad (18)$$

Definindo um operador Restaurador H_R de tal forma que:

$$F_I = F_o H_R \quad (19)$$

Substituindo F_I na equação (18) e simplificando, obtem-se então:

$$H_R = \frac{1}{H} \quad (20)$$

Conforme equação (19), a imagem ideal poderá ser obtida aplicando este filtro sobre a imagem final. É possível que a filtragem seja feita diretamente nas projeções P_ϕ antes de realizar as retroprojeções, para isto é possível demonstrar, a partir da transformada de Radon, que o filtro utilizado nas projeções será um filtro rampa [4] [6] [9].

$$H_{PR} = |f| \quad (21)$$

Onde: H_{PR} , é a função unidimensional restauradora sobre as projeções e f é a frequência. Esta função é também chamada de filtro de Ramachandran-Lakshminarayanan, ou simplesmente Ram-Lak, mostrada na Figura 17. Este filtro possui características matematicamente ideais, mas em alguns sistemas físicos pode não apresentar resultados satisfatórios. Outros filtros muito utilizados são os filtros de Shepp-Logan, Hamming e Hanning, mostrados também na Figura 17, estes poderão apresentar redução de alguns ruídos por atenuarem as componente de alta frequência [4] [6] [9].

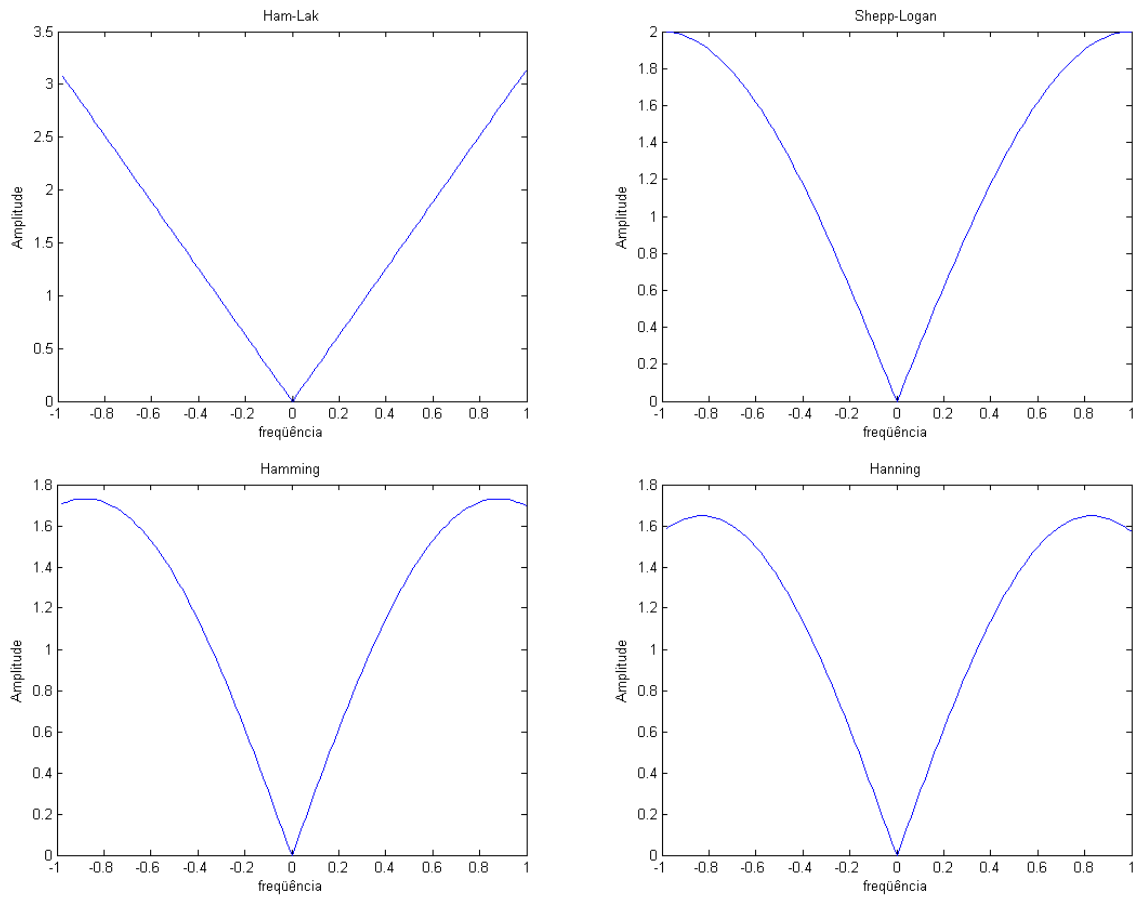


Figura 17: Filtros utilizados nas projeções no domínio da frequência: Ham-Lak; Shep-Logan; Hamming; Hanning

Pelo teorema da convolução dada pela equação (17), a convolução de duas funções no domínio do espaço é igual à multiplicação destas no domínio da frequência, então a filtragem no domínio do espaço é realizada pela convolução da função restauradora h_{PR} nas projeções P_φ , onde:

$$h_{PR} = \mathcal{F}^{-1}(H_{PR}) \quad (22)$$

Os gráficos das respectivas funções restauradoras h_{PR} no domínio do espaço são mostradas na Figura 18.

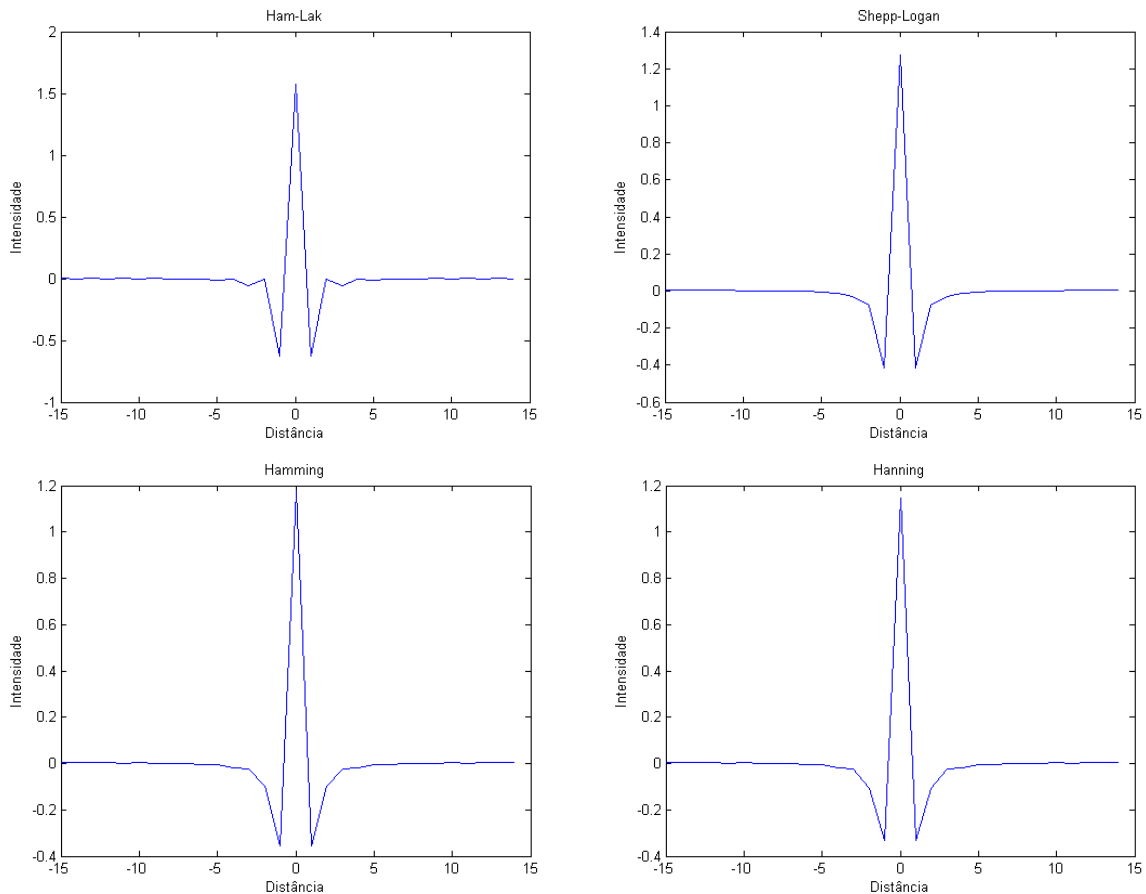


Figura 18: Filtros utilizados nas projeções no domínio do espaço: Ram-Lak ; Shepp-Logan; Hamming; Hanning

Realizando a filtragem no domínio da frequência com a função de Ram-Lak, dada pela equação (21), sobre as projeções contidas no senograma da Figura 8, obtém-se um novo senograma, conforme mostrado na Figura 19.

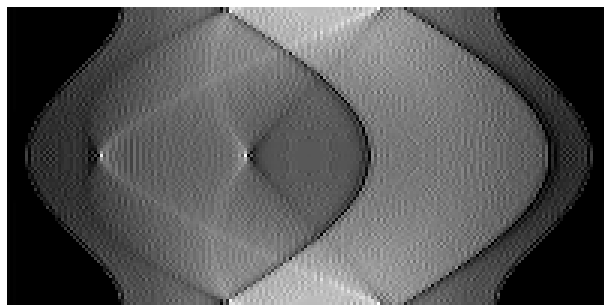


Figura 19: Senograma com projeções filtradas no domínio da frequência através do filtro de Ram-Lak [15]

Realizando a retroprojeção com as projeções filtradas, obteremos a imagem mostrada na Figura 20–A. Com uma correção de contraste, será obtida a imagem da Figura 20–B. Comparando estas imagens à Figura 16–A e B, é possível verificar que com a retroprojeção filtrada a imagem tomográfica será uma melhor aproximação da imagem esperada mostrada na Figura 16–C.

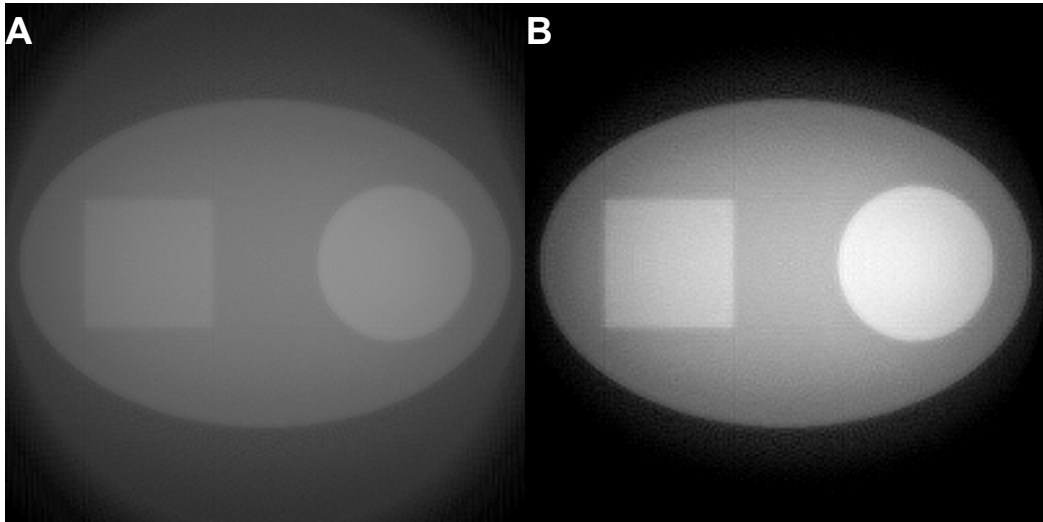


Figura 20: (A) Reconstrução tomográfica utilizando projeções filtradas; (B) Imagem com contraste otimizado [15]

2.1.1.8. Filtro de ruídos de imagem

Os ruídos são variações aleatórias e descontínuas dos tons de cinza em torno do valor real do pixel. Conseqüentemente, no domínio da frequência os ruídos são caracterizados pelas componentes de alta frequência da imagem [19]. Os filtros utilizados para retroprojeção filtrada (filtro de Ram-Lak, por exemplo), possuem características de destacar as componentes de alta frequência da imagem e, conseqüentemente, o ruído.

A eliminação das componentes de altas frequências reduzirá o ruído das projeções. Para isto é estabelecido um limiar chamado “frequência de corte”, cujas frequências acima deste limiar serão anuladas. Na Figura 21–A é mostrado um filtro de ruído com frequência de corte de 0,3. Na Figura 21–B é mostrado o filtro de Ram-Lak associado à uma frequência de corte.

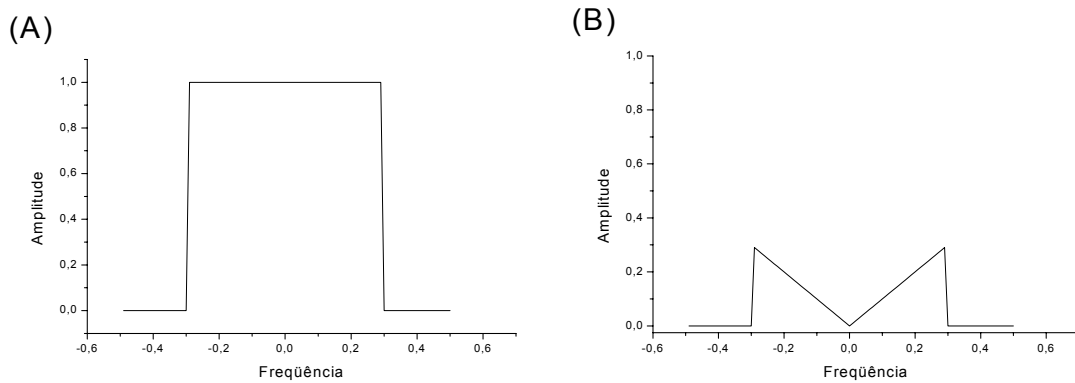


Figura 21: (A) Filtro de frequência de corte; (B) Filtro de Ram-Lak associado à frequência de corte

2.2. PROCESSAMENTO DE IMAGENS (PI)

O processamento de imagens (PI) de um sistema automatizado é tradicionalmente subdividido em: aquisição, pré-processamento, segmentação e extração de características [20] [21].

Por se tratar de tomografias, o processamento completo realizado neste trabalho, será subdividido em:

- aquisição de radiografias;
- obtenção do senograma: seleção e agrupamento de uma linha de cada radiografia;
- pré-processamento das radiografias: redução de ruídos da imagem;
- reconstrução: retroprojeção das linhas do senograma obtendo assim a imagem tomográfica;
- pré-processamento da tomografia: Redução de ruídos da imagem final;
- segmentação: distinção dos objetos de interesse da imagem; e
- extração de características: obtenção de características dos objetos.

2.2.1. Conceitos básicos de PI

2.2.1.1. Definição de imagem digital

Uma imagem monocromática é uma função bidimensional $f(x,y)$ da intensidade luminosa, onde x e y denotam coordenadas espaciais. O valor de f no ponto (x, y) é representado por um tom de cinza, que é proporcional ao brilho da imagem neste ponto, como

ilustrado na Figura 22. Esta Figura apresenta uma região em destaque em que se pode observar a luminância dos elementos da imagem também chamados de pixels (Picture Element) [20] [21].



Figura 22: Representação de imagem digital, no detalhe é possível visualizar os elementos de imagem (pixel)

Uma imagem tridimensional é constituída por uma matriz com três dimensões, cada elemento da matriz representa um voxel, ou seja, um elemento de volume da imagem.

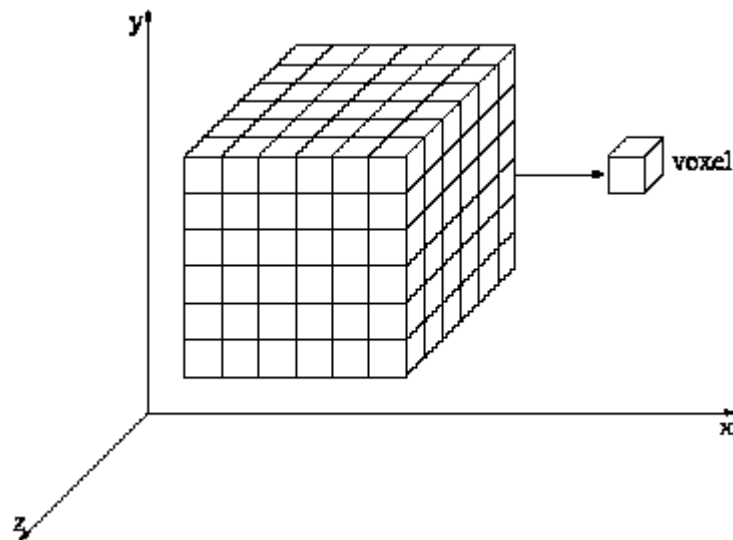


Figura 23: Representação de imagem tridimensional

2.2.1.2. Vizinhança dos pixels

Dois pixels ou voxels são considerados vizinhos se o posicionamento deles satisfaz alguma condição de vizinhança [20].

Vizinhança-4: segundo esse critério, são vizinhos do pixel na posição (x,y) os pixels $(x+1, y)$, $(x-1, y)$, $(x, y+1)$ e $(x, y-1)$. Estes elementos são denotados por $N4(f)$, mostrados na Figura 24 (a).

Os quatro vizinhos diagonais de f são os pixels de coordenadas $(x-1, y-1)$, $(x-1, y+1)$, $(x+1, y-1)$ e $(x+1, y+1)$, que constituem o conjunto $Nd(f)$.

A vizinhança-8: é definido como:

$N8(f) = N4(f) \cup Nd(f)$ mostrada na Figura 24 (b).

O conceito de vizinhança pode ser estendido para imagens tridimensionais, sendo que vizinhos podem ser definidos de acordo com o número de voxels compartilhando faces, arestas ou vértices em comum. Essas definições resultam nas vizinhanças 6, 18 e 26, respectivamente, mostradas na Figura 24 (c), (d) e (e) respectivamente.

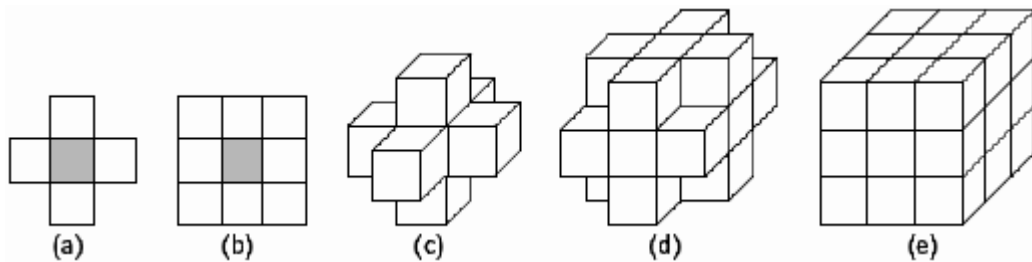


Figura 24: Tipos de vizinhança. (a) vizinhança-4 de um pixel; (b) vizinhança-8 de um pixel; (c) vizinhança-6 de um voxel; (d) vizinhança-18 de um voxel; (e) vizinhança-26 de um voxel

2.2.1.3. Processamento utilizando máscaras

Para os processamentos orientados à vizinhança, é necessária a utilização de máscaras. A idéia principal na utilização de máscaras é fazer com que o valor atribuído a um pixel seja uma função do seu próprio valor e dos valores de seus vizinhos contidos nesta máscara [20].

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Figura 25: Máscaras utilizadas em filtros de imagens

2.2.1.4. Conectividade entre pixels

A conectividade ou conexidade entre elementos é um conceito importante usado para estabelecer limites de objetos em uma imagem. Para estabelecer se dois elementos estão conectados, é necessário determinar se eles são vizinhos segundo algum critério e se seus tons de cinza satisfazem a um determinado critério de similaridade. Por exemplo, em uma imagem binária, onde os pixels podem assumir os valores 0 e 1, dois pixels podem ter vizinhança-4, mas somente serão considerados conectados se possuírem o mesmo valor [20] [21].

2.2.1.5. Filtros de ruídos em imagens

Imagens reais freqüentemente degradam durante o processo de aquisição, transmissão ou seu processamento. Esta degradação é normalmente chamada de ruído. Os tipos de ruído mais comumente modelados são o ruído impulsivo, sal-e-pimenta e o ruído Gaussiano [19].

- O ruído impulsivo é caracterizado pela ocorrência aleatória de pixels cujos valores de luminosidade diferem muito dos valores de seus pixels vizinhos.
- Ruído sal-e-pimenta é usado para descrever um tipo de ruído impulsivo onde a imagem apresenta pixels brancos e pretos espalhados aleatoriamente.
- O ruído Gaussiano é caracterizado pela ocorrência de grupo de pixels com valores de intensidade que variam conforme distribuição Gaussiana.

Os filtros de ruídos podem ser classificados como:

- filtros estatísticos: obtém o valor de cada pixel, por uma análise estatística dos pixels vizinhos.
- filtros passa-baixa: tem como característica atenuar as componentes de alta frequência da imagem, ou seja, suavizar descontinuidades.

O filtro da mediana é um filtro estatístico, este tem como característica a remoção completa de ruídos, sem apresentar suavização das bordas. Sua desvantagem é a possível remoção completa de objetos de interesse cujo tamanho se assemelhe ao da máscara utilizada [19]. A aplicação do filtro da mediana consiste em substituir cada pixel pelo nível de cinza mediano entre aqueles em sua vizinhança. Por exemplo, na Figura 26 é mostrada a vizinhança-8 de um determinado pixel. Ordenando seus vizinhos em ordem crescente tem-se:

10, 10, 15, 20, 25, 35, 35, 40. O termo médio desta série (o quinto termo) é o “25”, então o pixel central é substituído por este novo valor.

a

15	10	25
20	35	10
35	40	35

b

15	10	25
20	25	10
35	40	35

Figura 26: (a) Máscara 3x3 aplicada sobre um pixel qualquer da imagem; (b) Correção do pixel central da máscara utilizando o filtro da mediana.

Um filtro passa-baixa pode ser aplicado no domínio do espaço ou da frequência. Quando utilizado no domínio da frequência, este se resumirá a uma série de fatores de multiplicação de forma que remova ou atenua as componentes de alta frequência da imagem. No domínio do espaço ele será aplicado por meio de máscaras, onde o valor de cada pixel será obtido pela média ponderada de seus vizinhos [19] [21].

As máscaras da Figura 25 são exemplos de filtros passa-baixa. Nesta, cada pixel é obtido da média aritmética de um determinado número de vizinhos. Outro exemplo de filtro passa-baixa é o filtro Gaussiano com vizinhança-24, mostrado na Figura 27. Neste, é dado um peso maior aos vizinhos mais próximos ao pixel em questão.

$$\frac{1}{256} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 6 & 24 & 36 & 24 & 6 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$

Figura 27: Máscara do filtro gaussiano com vizinhança-24 e desvio padrão igual a um.

Esta máscara é obtida a partir da função gaussiana bidimensional.

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (23)$$

O oposto aos filtros passa-baixa seriam os filtros passa-alta, eles se caracterizam por destacar as componentes de alta frequência, ou seja, destacar as descontinuidades da imagem. Estes filtros são úteis para a detecção de bordas de objetos.

2.2.2. *Aquisição de radiografias*

A aquisição é a etapa inicial do processamento de imagem, consiste em transformar dados analógicos do meio, em valores numéricos organizados em uma matriz $N \times M$. Neste trabalho são adquiridas imagens radiográficas por intermédio do sistema RDP, em seguida essas imagens são salvas em disco para posterior processamento. Para realizar a reconstrução tomográfica devem ser adquiridas radiografias para muitos ângulos distintos do objeto.

2.2.2.1. Obtenção do senograma

Senograma é o empilhamento de uma determinada linha de cada projeção adquirida. Consiste em uma técnica para organizar os dados das imagens que serão utilizadas em cada reconstrução, com isto ainda é possível visualizar a variação da radiografia em função do ângulo da projeção.

2.2.3. *Pré-processamento de radiografias*

Os ruídos são informações que não condizem com o sistema físico em medida, são erros inesperados nas medidas. Estes erros podem ser originados por imprecisão das células fotodetectoras do *flat panel*, oscilação na tensão do sistema, radiações externas, entre outras.

No sistema RDP é visível à presença de ruídos causados pela falha de alguns sensores do *flat panel*, esta falha gera ruídos conhecidos por “ruído sal-pimenta”, pois se apresenta como pixels brancos e pretos espalhados aleatoriamente. Um filtro que tem apresentado grande eficácia na eliminação deste tipo de ruído é o filtro estatístico da mediana.

2.2.4. *Reconstrução tomográfica*

Nesta etapa são coletados os dados das radiografias, e então obtida a imagem tomográfica, como foi descrito anteriormente.

2.2.5. *Pré-processamento de tomografias*

Após realização da reconstrução, a tomografia necessitará de novas filtrações, pois o processo de reconstrução é muito sensível a ruídos. Para uma boa limiarização, é conveniente que a imagem seja contínua para uma região homogênea do objeto. Bons resultados podem ser obtidos com o filtro da mediana como já foi descrito, ou por um filtro passa-baixa com

uma máscara 5x5, esta última poderá garantir uma imagem bem homogênea, pois possui a característica de suavizar discontinuidades presentes na imagem. Uma ponderação na máscara baseada na distância entre os elementos da vizinhança se torna necessário para que não ocorra suavização excessiva das bordas. O filtro Gaussiano de vizinhança-24, mostrado na Figura 27, satisfaz estes requisitos.

2.2.6. Segmentação de imagens

O processo de segmentação da imagem consiste em separar os objetos em análise (no caso dos isoladores são os vazios) do restante da imagem. Na literatura é possível encontrar muitas técnicas distintas para este processo, a eficiência de cada uma delas dependerá da imagem em estudo, bem como das características do objeto, das variações de luminosidade, entre outros fatores. Neste trabalho foi utilizada a técnica de limiarização global.

A limiarização global consiste em definir um limiar para a imagem. Então valores de tons de cinza acima deste limiar serão considerados “objeto” e valores abaixo deste limiar, serão considerados “fundo”, ou vice-versa [21] [22] [23].

Este método apresenta bom resultado quando a imagem é constituída basicamente de “fundo” e “objeto”, sendo que ambos devem apresentar tons de cinza uniformes. Desta forma o histograma da imagem apresentará dois picos separados por um vale. Um pico referente aos pixels que representam o “fundo” e, o outro, referente ao “objeto”. Então o melhor limiar para esta imagem será o vale que separa estes picos.

2.2.6.1. Morfologia matemática

O uso de operadores morfológicos auxilia a área de processamento digital de imagens, como por exemplo para retirada de chuviscos, realce de bordas, segmentação de imagens, identificação das formas essenciais dos objetos (esqueletos), extração de componentes conexos, busca de padrões espaciais específicos, delimitação da casca convexa, entre outros [24] [25] [26].

Toda a teoria se fundamenta no uso de elementos estruturantes, os quais são caracterizados como conjuntos definidos e conhecidos (forma e tamanho), que são

comparados ao conjunto desconhecido da imagem. Alguns exemplos típicos de elementos estruturantes são mostrados na Figura 28, onde a origem é marcada por uma cruz.

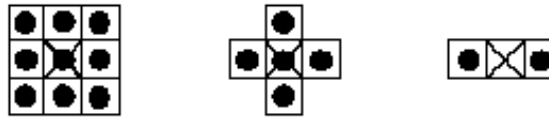


Figura 28: Elementos estruturantes [25]

A morfologia matemática é constituída a partir de dois operadores básicos, a erosão e a dilatação.

A operação de erosão para imagens binárias é definida como [25]:

$$E(A, B) = A \ominus B = \{p \mid (B + p \subseteq A)\} \quad (24)$$

O resultado visual da imagem apresenta uma redução do objeto e o alargamento do fundo. Na Figura 29–B é mostrado o resultado da aplicação do filtro de erosão sobre a imagem mostrada na Figura 29–A.

A operação de dilatação para imagens binárias é definida como [25]:

$$D(A, B) = A \oplus B = \{p \mid (B + p) \cap A \neq \emptyset\} \quad (25)$$

O resultado visual da imagem apresenta alargamento do objeto, e redução do fundo, como mostrado na Figura 29–C.

Para os mais distintos fins, muitos outros operadores são definidos a partir da associação destes. Os operadores “abertura” e “fechamento” binários são muito úteis para retirada de chuviscos e descontinuidades da borda em imagens já limiarizadas.

A abertura é definida como [24] [25] [26]:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (26)$$

É a dilatação de uma imagem previamente erodida, o resultado é mostrado na Figura 29–D.

O fechamento é definido como [24] [25] [26]:

$$A \bullet B(A \oplus B) \ominus B \quad (27)$$

É uma erosão de uma imagem previamente dilatada, o resultado é mostrado na Figura 29–E.

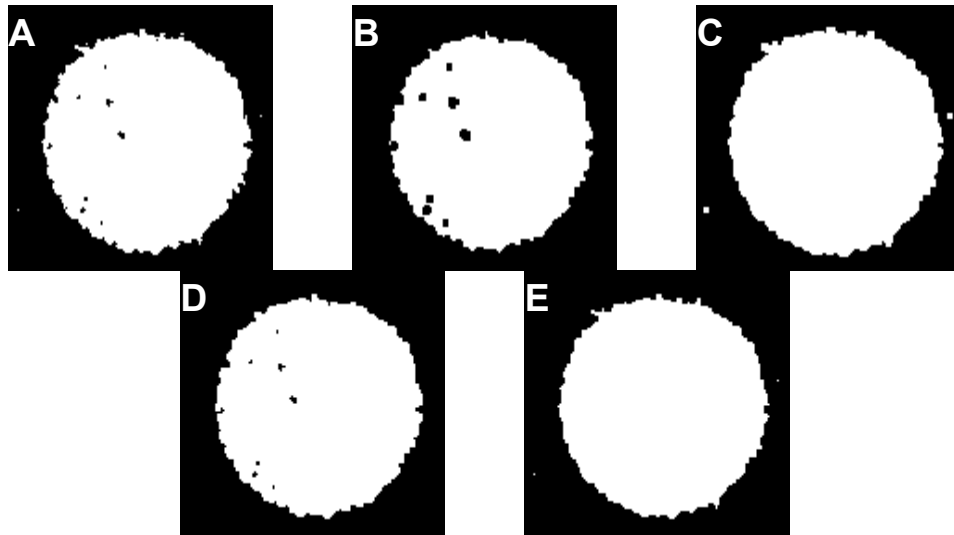


Figura 29: (A) Imagem original (B) imagem erodida; (C) Imagem dilatada; (D) Imagem com operador abertura; (E) Imagem com operador fechamento

2.2.6.2. Rotulação de objetos na imagem

Métodos de rotulação são úteis para desmembrar imagens em pedaços, permitindo analisar um objeto independente de outro presente na mesma imagem. Normalmente, usam-se os rótulos gerados aqui para guiar os processos posteriores de análise da imagem [21] [23] [27].

A rotulação é feita a partir da análise dos pixels buscando uma determinada característica nestes. Definindo assim o mesmo rótulo para os pixels que apresentem a mesma característica. Para realizar a rotulação pelo cálculo de componentes conexas é necessário rastrear toda imagem, observando a vizinhança de cada pixel. Se um determinado pixel for parte de um objeto e um de seus vizinhos também pertence a um objeto, então ambos serão considerados partes de um mesmo objeto, ou seja, estão conectados e receberão o mesmo rótulo.

2.2.6.3. Extração de características

Com todos os objetos bem definidos na imagem, é possível retirar informações destes, para isso é necessário definir descritores, ou seja, definir uma característica que descreva o objeto. Muitos descritores são encontrados na literatura, eles podem ser classificados como [24] [28]:

a) Descritores geométricos

- Descritores de borda: características ligadas às bordas. Por exemplo: perímetro;
- Descritores de região: característica da região interna do objeto. Por Exemplo: área.

b) Descritores topológicos: característica que leva em consideração o tom de cinza do objeto. Por exemplo: média dos tons de cinza.

Neste trabalho foram utilizados apenas descritores geométricos. Foram utilizados os seguintes descritores:

- volume: número de voxels do objeto;
- largura: dimensão com relação ao eixo X;
- profundidade: dimensão com relação ao eixo Y;
- altura: dimensão com relação ao eixo Z;
- posição: coordenadas nos eixos X, Y e Z do primeiro pixel do objeto.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. AMOSTRAS UTILIZADAS

Para testes e calibração do sistema, foram utilizadas as seguintes amostras.

1. Um phantom composto do empilhamento de 3 cilindros de acrílico com 1 cm de altura e 5 cm de diâmetro. A fatia central apresenta 12 orifícios cilíndricos com diâmetro entre 1,0 mm e 6,0 mm, constituindo assim vazios no interior do phantom, como mostrado na Figura 30. Deste phantom é realizada a medida do volume dos vazios pelo sistema tomográfico, e comparado com o volume obtido por um método analítico. Phantom é um objeto com características conhecidas e semelhantes às amostras a serem analisadas (no caso, os isoladores), são utilizados para testes de sistemas.

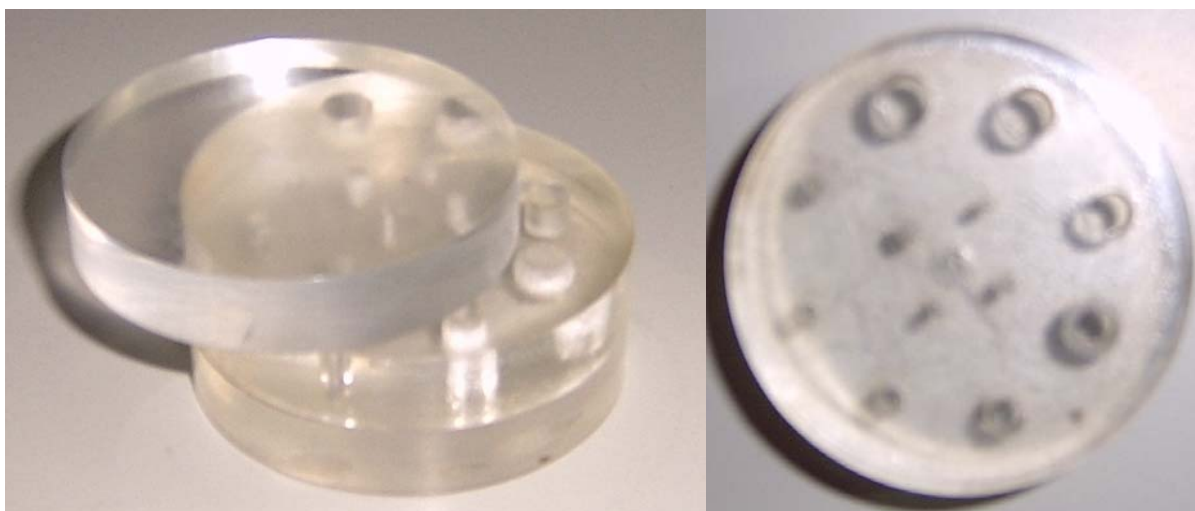


Figura 30: Phantom com vazios no interior

2. Isolador de polietileno de alta densidade retirado de campo, este isolador apresenta um caminho de descarga elétrica causado pela presença de um grande vazio em seu interior. Na Figura 31–A é mostrado o isolador utilizado, na Figura 31–B é destacado o caminho de descarga existente no isolador.

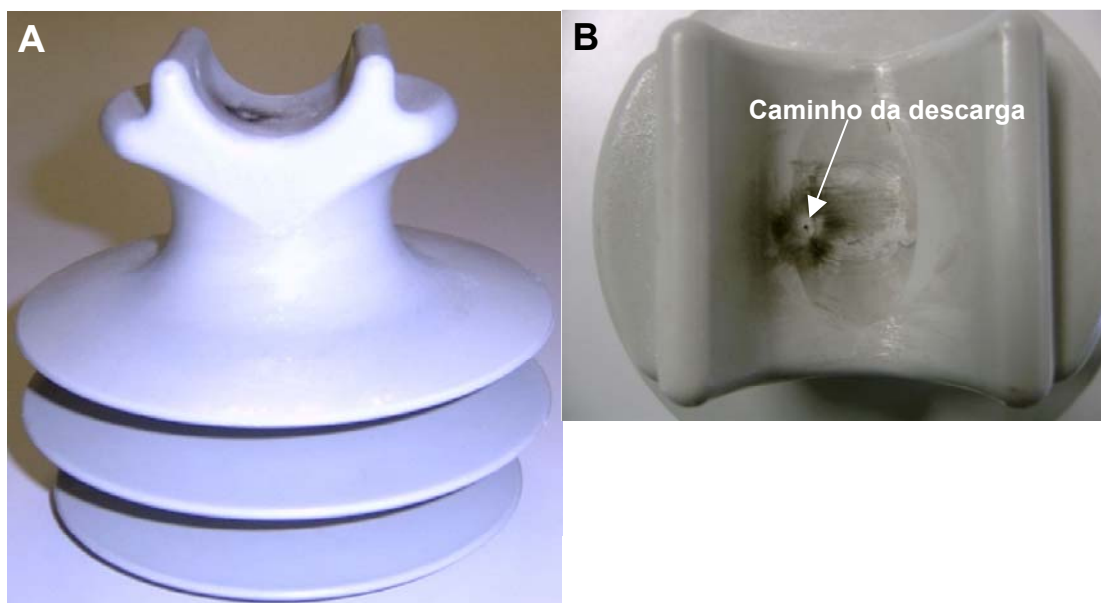


Figura 31: (A) Vista frontal do isolador; (B) Vista superior do isolador

3. Um objeto triangular de acrílico, mostrado na Figura 32. Com este objeto foi possível verificar o comportamento do feixe de raios X em função da espessura, permitindo, assim a determinação dos melhores parâmetros utilizados durante o processo de aquisição radiográfica.



Figura 32: Objeto triangular de acrílico utilizada para verificar comportamento do feixe de raios X

3.2. DESCRIÇÃO DO SISTEMA

Para aquisição das radiografias, foi utilizado o sistema de radiografia digital portátil RDP do laboratório de tomografia industrial. Neste trabalho objetivou-se transformar o sistema de radiografias em um tomógrafo industrial, pois o microfoco da fonte de raios X e a

resolução das imagens adquiridas, são muito superiores ao do sistema de tomografia industrial Gilardoni CT2000, utilizado no mesmo laboratório.

Para realizar as projeções radiográficas foi utilizada a mesa giratória do sistema CT2000, mostrada na Figura 33, controlada pelo microcomputador deste mesmo sistema. Para interação entre os sistemas, foi desenvolvido um software para controlar a mesa giratória a partir de comandos dados pelo sistema RDP por intermédio de uma comunicação construída pela porta paralela dos sistemas.

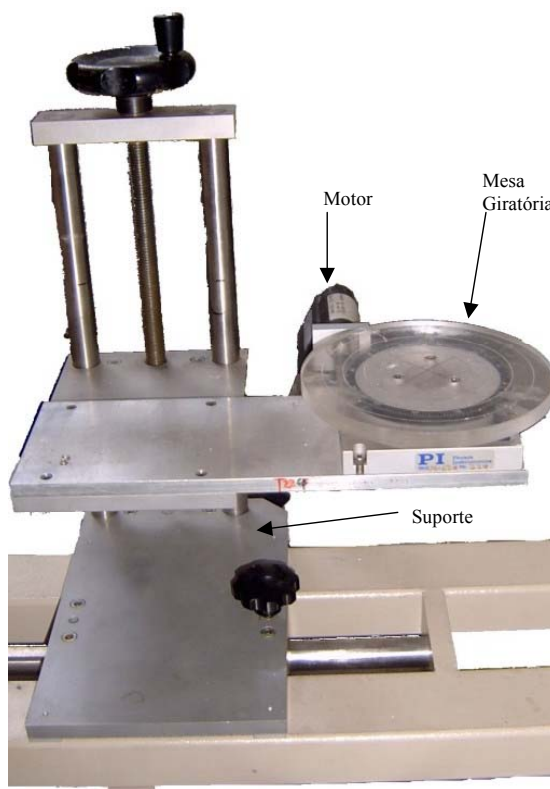


Figura 33: Mesa giratória utilizada para realização das tomografias

As características do sistema RDP são:

- a) Gerador de raios X (ver Figura 34)
 - Modelo: PXS5-722SA (Kevex X-Ray Inc.)
 - Foco: 10 μm
 - Alvo de tungstênio
 - Faixa de tensão: 20 a 70 kV
 - Faixa de corrente: 0 a 0,1 mA
 - Material da janela: Berílio

- Grau de iluminação do cone de raios X: 34°
- Alimentação do tubo: 12 V DC
- Massa: 3,2 kg



Figura 34: Gerador de raios X

b) Detector de raios X (ver Figura 35)

- Modelo: HAMAMATSU CT7942
- Dimensão espacial da imagem: 2344 x 2240 pixels
- Distância entre fotodiodos (tamanho dos pixels): 50 μm
- Resolução em profundidade (saída digital): 12 bits (4096 tons de cinza)
- Dinâmica das imagens coletadas: 9 quadros/s



Figura 35: Flat panel - Detector de raios X

c) Placa de Aquisição (*framegrabber*)

- Modelo: NI/IMAQ PCI1422

d) Unidade de controle

e) Computador

3.3. SOFTWARES DESENVOLVIDOS

Como parte deste projeto de mestrado, foram desenvolvidos dois softwares em linguagem C. Sendo um deles apenas para o controle da mesa giratória e o outro para realizar todos os passos da reconstrução tomográfica e processamento de imagens.

Para o desenvolvimento destes foi utilizado o “Borland C++ Builder 6”. Foi também utilizada a biblioteca ActiveX IMAQ para o controle da aquisição e visualização de imagens. Esta biblioteca foi fornecida junto à placa de aquisição.

3.3.1. *Software de controle do motor*

O software de controle do motor instalado no sistema tomográfico CT2000 foi desenvolvido para controlar a mesa giratória deste sistema a partir de comandos recebidos do sistema RDP. A comunicação entre estes sistemas é realizada utilizando as portas paralelas dos computadores. Além de receber comandos externos, este software também oferece recursos para controle diretamente do sistema CT2000 pela sua interface gráfica.

Para controlar a mesa giratória é necessário seguir os seguintes passos:

- inserir o ângulo de incremento. Se estiver sendo utilizado o controle a partir do sistema RDP, então o incremento deve estar em concordância com os valores inseridos no software do sistema RDP, caso contrário, a reconstrução tomográfica será efetuada incorretamente;
- inserir a velocidade de rotação desejada (o padrão do programa é 4°/s). Velocidades muito altas poderão causar deslocamento do objeto durante a rotação.

A mesa giratória pode ser controlada a partir do próprio sistema CT2000 a partir dos botões de rotação horária ou anti-horária.

Para controlar a mesa a partir do sistema RDP, é necessário selecionar a direção de rotação: “Horário” ou “Anti-Horário”, e acionar o controle externo, ativando o botão “Externo”. Assim, o programa responderá apenas por comandos recebidos da porta paralela.

Se a rotação for no sentido anti-horário, a reconstrução tomográfica será uma imagem de um corte visto de baixo, se for selecionado o sentido horário o corte será visto de cima.

Quando a mesa é rotacionada, o campo “Posição” é atualizado para o novo valor da posição da mesa. Ao acionar o botão “Posição Inicial” a mesa retornará à posição inicial escolhendo o caminho mais curto (horário ou anti-horário).

Se, ao iniciar o programa, a referência na mesa giratória não estiver registrando zero, pode-se alterar mecanicamente o campo “Posição” para que fique em acordo com a referência da mesa. Se desejado, após essa correção pode-se dar um clique em “posição inicial” para que a mesa se posicione corretamente.

O campo “*Status*” registrará:

- “Em rotação” sempre que a mesa estiver girando;
- “Em espera” quando for ativado o acesso externo, e estiver sendo aguardado o comando de rotação do sistema RDP;
- ficará em branco quando nada estiver sendo efetuado.

A disposição visual do programa do controle da mesa é mostrada na Figura 36.

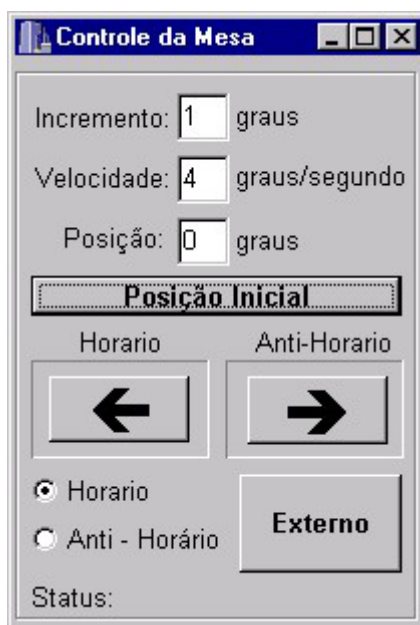


Figura 36: Aparência gráfica do software de controle da mesa giratória

3.3.2. Software para reconstrução tomográfica

Ao iniciar o software, é possível ver a tela de visualização de imagens e a caixa de ferramentas como mostrada na Figura 37. Na tela de visualização são mostradas as imagens trabalhadas, e a caixa de ferramentas dá acesso a todas as funções do programa.

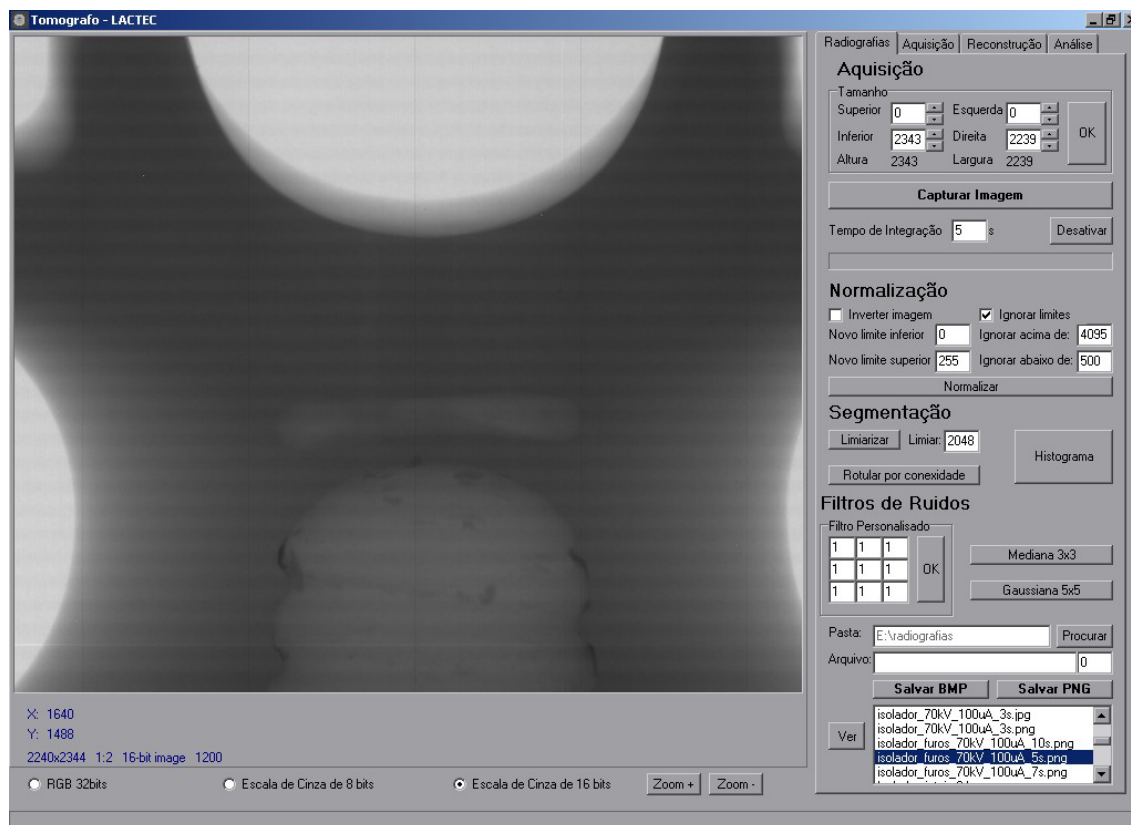


Figura 37: Apresentação gráfica do programa, visualizando a página “Radiografias”

Foi utilizada como tela de visualização o componente ActiveX “CWIMAQ Viewer”. Este componente oferece algumas funções que podem ser acessadas com o botão direito do “mouse”, tais como: alteração de paleta de cores, medir distância entre pontos, entre outras. Quando o cursor do mouse está sobre a imagem, são mostradas na parte inferior da tela de visualização, as coordenadas cartesianas e o índice da cor do pixel sob o cursor.

Foi acrescentada ao programa a ferramenta “zoom” para ampliar e reduzir a imagem visualizada e, também, opções de tipo de imagem, gerando assim uma melhor visualização e melhor desempenho do sistema. Os tipos disponíveis são:

- RGB 32Bits (para visualização de imagens coloridas);
- escala de cinza de 8 Bits;
- escala de cinza de 16 Bits (para visualização de arquivos “PNG” de 16 bits).

Para uma melhor organização das funções disponíveis do programa, a caixa de ferramentas foi subdividida em quatro páginas. As páginas são intituladas de:

- Radiografia
- Aquisição
- Reconstrução
- Análise

A primeira é voltada para realização de radiografias independentes, as outras três páginas são etapas do processo de reconstrução tomográfica.

3.3.2.1. Página de radiografias

As ferramentas disponíveis nesta página são focadas para aquisição de radiografias, realização de filtragens e segmentação destas. Aqui, também, é possível avaliar e definir parâmetros do sistema antes de dar início ao processo de aquisição tomográfica. A página de radiografias da caixa de ferramentas é mostrada na Figura 37.

Para a aquisição, é comum não ser necessária a utilização de toda área de aquisição do detector. Reduzindo esta área, os arquivos de imagens serão menores, gerando economia de espaço em disco e melhor desempenho do programa.

Para selecionar uma menor região do detector a ser radiografada, devem ser estabelecidos o limite direito, esquerdo, superior e inferior da imagem. Ao realizar estas seleções, linhas de apoio demonstrarão os limites selecionados na tela de visualização.

Com um clique em “Capturar Imagem” será obtida uma radiografia de acordo com o tempo de integração especificado e área do detector selecionada. O tempo de integração é um parâmetro importante, pois, durante a aquisição da imagem, a intensidade do feixe de raios X é integrada durante um tempo Δt no detector (*flat-panel*). Foi estabelecido como padrão do programa $\Delta t = 5$ s, pois para um Δt abaixo, a imagem se torna muito escura, e acima de cinco segundos o fundo e objetos pouco densos serão saturados na imagem, causando perda de informação. Para objetos espessos ou muito densos, será necessária a utilização de um tempo de integração maior.

As imagens adquiridas são imagens de 12 bits (4096 tons de cinza), mas os formatos de arquivos convencionais, como o “BMP”, permitem apenas oito bits por pixel (256 tons de

cinza), para utilizar este formato, a imagem deve ser normalizada. O programa permite estabelecer o limite inferior e superior para a normalização (padrão 0 e 255, respectivamente). Durante esse processo é possível optar para uma imagem final negativa. Para não ocorrer perda de contraste da região de interesse na imagem no processo de normalização, é possível estabelecer limiares a serem ignorados na imagem original, fazendo com que todos os pixels abaixo do limiar inferior sejam igualados ao índice mínimo e todos acima do limiar superior sejam igualados ao índice máximo.

Com um clique em “limiarizar” a imagem será transformada em uma imagem preta e branca, onde todos os tons de cinza acima do limiar estabelecido ao lado, serão brancos, e os restantes, pretos. Para facilitar a escolha deste limiar, é possível visualizar o histograma da imagem com um clique em “histograma”. Após a segmentação é possível, também, rotular os objetos pela conectividade entre pixels.

O programa permite aplicar filtros personalizados, sobre a imagem, inserindo valores em uma máscara com vizinhança-8, estes filtros podem ser: passa-baixa, passa-alta, filtros da derivada, entre outros. Além destes, estão disponíveis o filtro gaussiano com vizinhança-24 e a mediana com vizinhança-8, que é eficiente na remoção de pixels gerados por fotodiodos defeituosos.

As imagens radiográficas podem ser salvas em disco nos formatos de imagem “BMP” ou “PNG”. É possível abrir imagens previamente salvas por intermédio de um duplo clique sobre qualquer arquivo no índice de arquivos. As ferramentas de normalização, segmentação e filtros também podem ser utilizadas sobre arquivos previamente salvos em disco.

3.3.2.2. Página de aquisição

A primeira etapa para a realização de uma tomografia é a aquisição das radiografias da amostra para a construção do senograma. As radiografias serão salvas em disco no formato de imagem “PNG”, a construção dos senogramas poderá ser realizada durante o processo de aquisição das radiografias, ou, poderá ser obtida dos arquivos armazenados em disco.

Para obter as radiografias, deve ser selecionada a opção “Obter radiografias” na página “Aquisição” como mostrado na Figura 38 e, assim especificar os parâmetros desejados:

número de radiografias, incremento do ângulo de rotação, área utilizada do detector, tempo de integração e optar por visualizar (ou não) as radiografias durante o processo de aquisição.

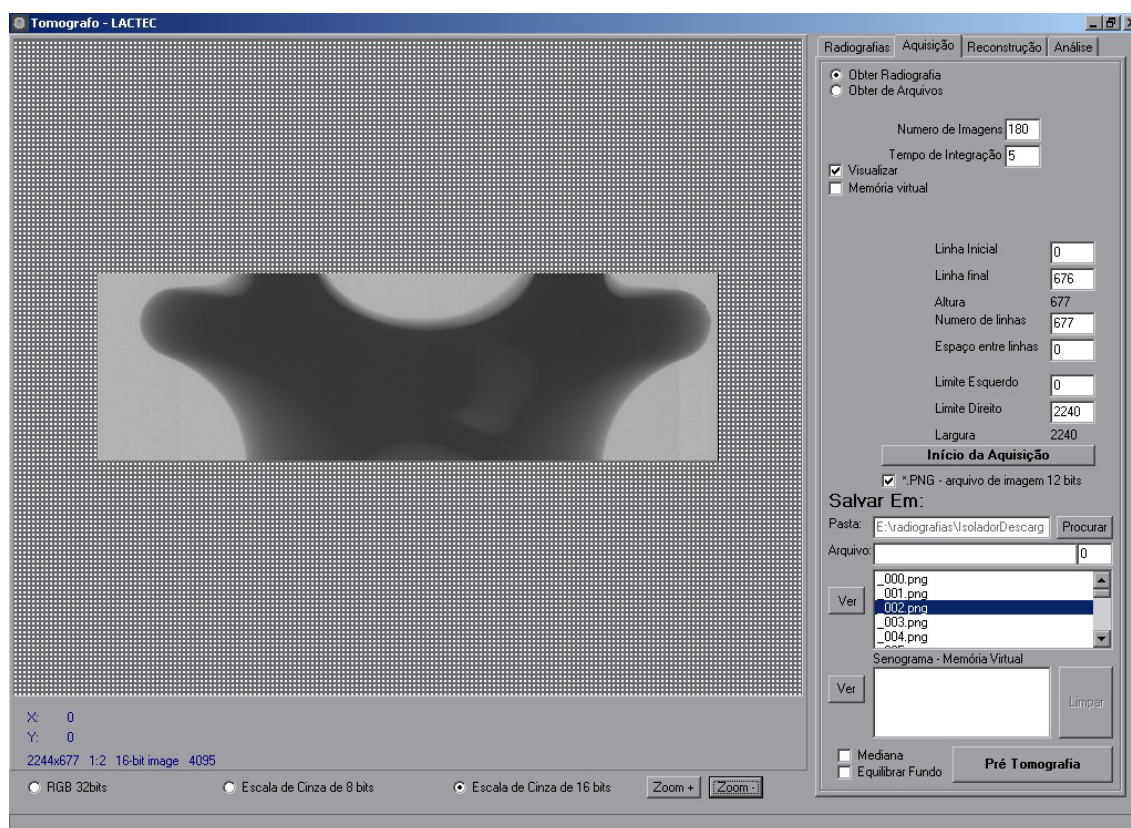


Figura 38: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de aquisição por radiografias

Para a utilização dos filtros de “subtração de imagem escura” e “correção do campo luminoso”, será necessária a aquisição das radiografias branca e negra logo após este processo.

É necessário determinar uma região das radiografias a serem utilizadas para a construção dos Senogramas. Para isto poderá ser especificada uma série de linhas uniformemente espaçadas nas radiografias, ou apenas serem especificadas algumas linhas em uma lista, como mostrado na Figura 39 e Figura 40, respectivamente. Durante o processo de construção do senograma, pode-se optar pela visualização das radiografias em análise, como mostrado na Figura 39. Se a série de projeções contiver as radiografias branca e negra, pode-se selecionar o filtro “correção de imagem escura e campo luminoso”.

Após a construção dos senogramas, o primeiro da série será mostrado na tela. Os senogramas referentes às outras fatias adquiridas serão indexados no campo “Senogramas – Memória Virtual”, é possível visualizá-los com um duplo clique sobre o respectivo. Esta

ferramenta permite avaliar, por inspeção visual, os ruídos das radiografias e a centralização do senograma.

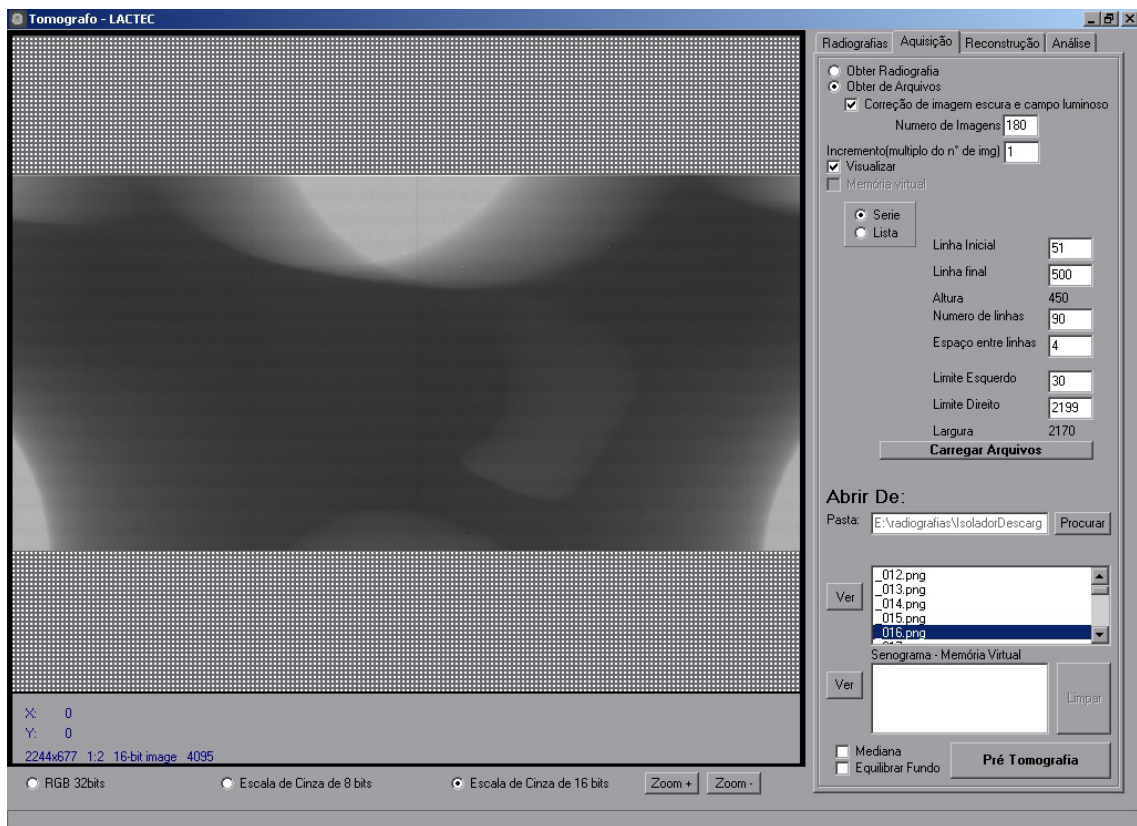


Figura 39: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de aquisição por arquivos.

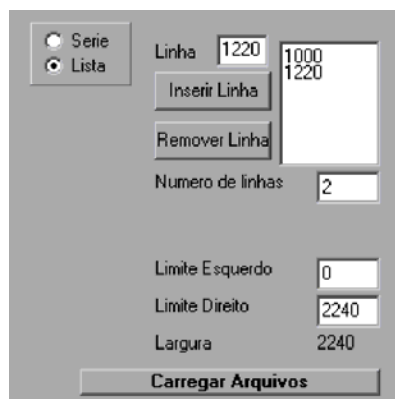


Figura 40: Segmento da Figura 39 quando selecionada a aquisição de uma lista de linhas

Com os senogramas estruturados, um clique no botão “Pré-Tomografia” realizará correções matemáticas e filtragens do senograma. São elas:

1. localização do centro de rotação: sabendo que a primeira e última linha do senograma (0° e 179° por exemplo) são, aproximadamente, opostas em relação

ao centro de rotação, será localizada e comparada a posição das bordas da amostra nestas duas projeções. Assim, será obtido o centro de rotação. Caso haja mais de um senograma em memória virtual, então será obtido o centro de rotação de cada senograma, e utilizado o valor mediano entre os obtidos, aumentando a precisão;

2. aplicação da equação de Beer-Lambert: A aplicação da equação de Beer-Lambert (ver equação (2)) é necessária para tornar a intensidade de cada pixel da imagem radiográfica proporcional à espessura do objeto. Será utilizado o padrão de intensidade máxima $I_0=4095$;
3. correção de imagem escura e campo luminoso: Caso esta opção tenha sido selecionada, ela será realizada associada à aplicação da equação de Beer-Lambert, pois a partir da equação (3) pode-se considerar na equação (2) $I_0=I_b-I_n$ e $I=I-I_n$. Assim :

$$\mu x = \ln \left(\frac{I_b - I_n}{I - I_n} \right) \quad (28)$$

Será utilizado $I_0=4095$, apenas se este filtro estiver desativado;

4. filtro da mediana: se selecionada a opção “mediana” ao lado do botão de “Pré-Tomografia”, então será aplicado, sobre os senogramas, o filtro da mediana com vizinhança-2. Isto é, cada pixel será substituído pelo termo mediano entre ele próprio, o vizinho da esquerda e o da direita;
5. equilibrar fundo: como cada linha do senograma provém de radiografias distintas, é possível que o fundo de cada uma delas não seja identificado pelo mesmo tom de cinza. Se for selecionada a opção “equilibrar fundo”, em cada linha será somado uma constante de forma que o maior nível de cinza presente em cada linha, seja igual ao maior nível de cinza presente no senograma. Para isto, é importante que seja certificado que o fundo esteja presente em todas as linhas, caso contrário, a região mais clara da amostra será considerada fundo causando distorções no senograma.

3.3.2.3. Página de reconstrução

A página de reconstrução tomográfica é mostrada na Figura 41, aqui se realizará o processo de reconstrução tomográfica. Após a conclusão de cada reconstrução, a imagem será salva em disco no formato de imagem “BMP”.

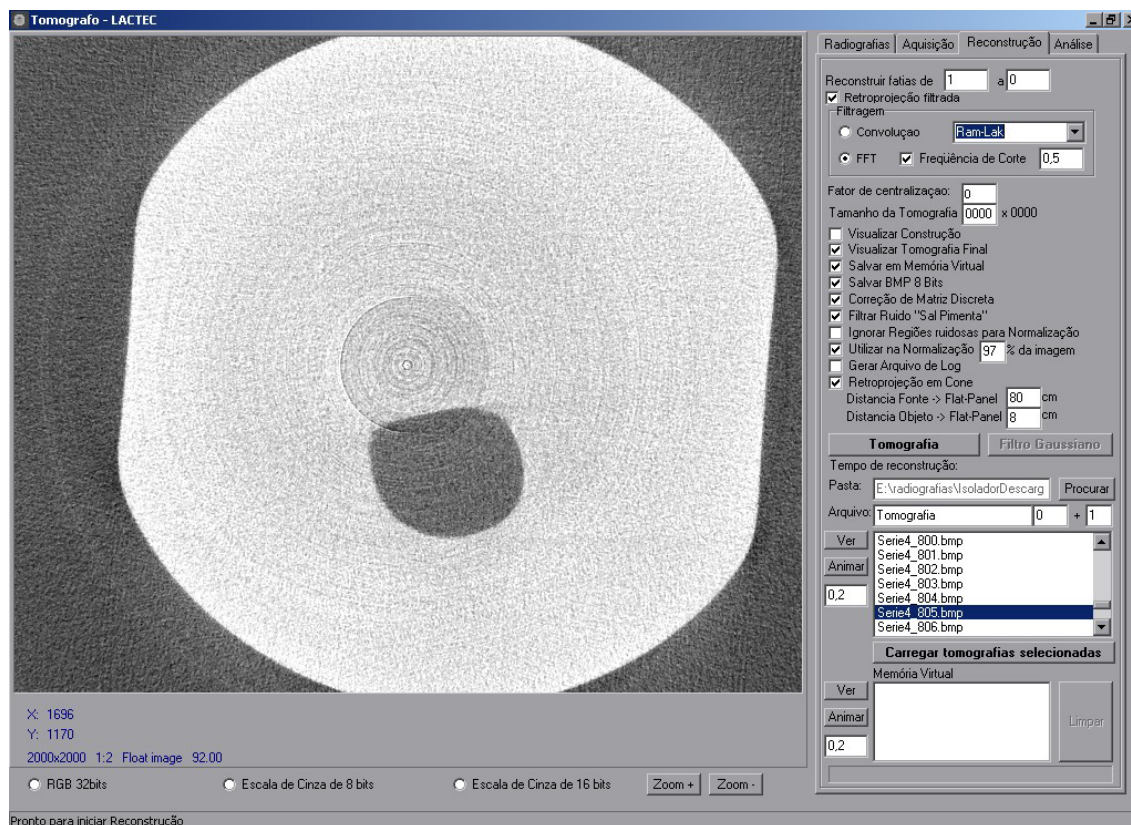


Figura 41: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de reconstrução tomográfica.

Para obter melhores resultados, pode-se especificar os seguintes parâmetros:

- retroprojeção filtrada: para realizar a reconstrução com a utilização de filtros. A não utilização de filtros gerará imagens não muito nítidas. Estão disponíveis os seguintes filtros:
 - convolução: filtragem no domínio do espaço
 - Ram-Lak;
 - Shepp-Logan.
 - FFT: filtragem no domínio da frequência
 - Ram-Lak;
 - Shepp-Logan;
 - Hamming;

- Hanning.

Se utilizado um filtro no domínio da frequência, será possível utilizar um filtro passa-baixa incorporado a este, definido pela “frequência de corte”.

- no campo “fator de centralização” é mostrado o valor obtido durante a pré-tomografia, se este valor for conhecido com maior exatidão, então poderá ser alterado. O fator de centralização é somado com a posição de cada pixel para que a posição do centro de rotação do senograma se iguale ao centro do senograma. Um índice positivo significa que o centro de rotação está à esquerda do centro do senograma, e um índice negativo significa que está à direita.
- filtro da mediana: aplicação do filtro da mediana com máscara 3x3 na tomografia antes da normalização. Isto realizará a remoção de pixels discrepantes da imagem, reduzirá ruídos e evitará problemas no processo de normalização causados por pixels discrepantes.
- ignorar regiões ruidosas para normalização: Ao localizar os tons de cinza máximo e mínimo da imagem, serão desprezadas algumas regiões que comumente apresentam ruídos gerados pela reconstrução. Estas regiões são:
 - região a uma distância de até 40 pixels do centro. Esta região apresenta ruídos em forma de anel, dado pela sensibilidade do detector.
 - região externa ao círculo com o mesmo diâmetro da imagem. Nesta região, o número de pixels integrados na reconstrução é inferior ao número de projeções, apresentando assim algumas distorções.
- utilizar na normalização n% da imagem: com isso será estabelecido um limiar máximo e mínimo para a normalização, sendo que n% (o padrão do programa é n=97%) dos pixels da imagem estejam entre esses dois limiares. Os pixels acima do limiar máximo serão igualados a 255 (branco), e os pixels abaixo do mínimo serão igualados a zero (preto). Essa ferramenta é útil caso exista alguma impureza de grande densidade na amostra. Para

representar estas impurezas a normalização convencional geraria um grande contraste entre as impurezas e o restante da imagem, tornando pequeno o número de tons de cinza (profundidade) que representariam o objeto de interesse.

- retroprojeção em leque: a reconstrução tomográfica levará em consideração o ângulo de abertura entre os feixes de raios X, a trajetória do feixe é prevista pela equação (4). Para realizar esta correção é necessário indicar nos campos abaixo a distância da fonte de raios X ao detector, e a distância do centro de rotação do objeto ao detector.

Outros recursos opcionais do programa são: a visualização de todo processo de reconstrução tomográfica, visualização da imagem final, e a geração de um arquivo de texto contendo as configurações usadas no processo de reconstrução.

Com um clique em “Tomografia” será iniciada a reconstrução utilizando os parâmetros selecionados. As imagens serão salvas na pasta selecionada.

É possível visualizar uma seqüência de tomografias em forma de “animação”, para isto deve-se selecionar uma série de tomografias (imagens em arquivos ou em memória virtual) com o auxílio da tecla “ctrl” ou “shift”, inserir o tempo de exibição de cada imagem e clicar em “Animar”.

Com um clique em “Filtro Gaussiano”, será executado um filtro passa-baixa com janela gaussiana antecedendo a limiarização. Este processo suavizará a imagem, tornando os vales e picos do histograma mais bem definidos.

3.3.2.4. Página de análise

A página de análise, mostrada na Figura 42, é focada para extração de características de vazios em tomografias de isoladores poliméricos. As ferramentas podem ser utilizadas com a série de imagens carregadas em memória virtual, ou trabalhadas diretamente nos arquivos salvos em disco. Embora o desempenho do programa seja superior com as imagens em memória virtual, a utilização deste recurso será limitada pela memória do microcomputador utilizado.

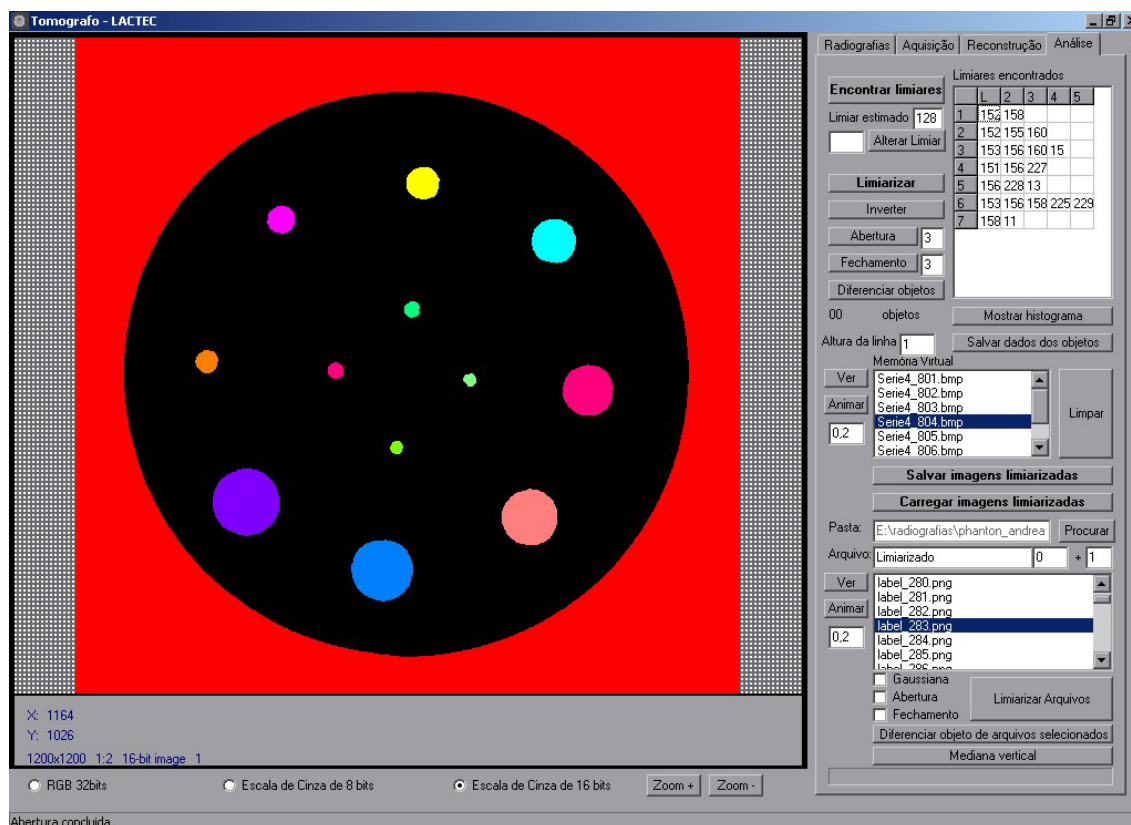


Figura 42: Visualização gráfica do programa, selecionada a página de análise

As imagens tomográficas podem ser salvas em memória virtual durante o processo de reconstrução, ou podem ser carregadas com um clique no botão “Carregar tomografias selecionadas” na página de reconstrução.

Antecedendo o processo de limiarização é possível filtrar as imagens com o filtro da mediana volumétrica com uma janela 1x1x5. Com esta função o programa abrirá 5 tomografias vizinhas de cada vez, aplicará o filtro sobre a imagem central (terceira imagem) e salvará o resultado como um novo arquivo “bmp”. Em seguida será descartada a primeira imagem da série de cinco imagens, será aberta a imagem subsequente à série e, assim será realizada a filtragem sobre a próxima (quarta imagem).

Com um clique em “Encontrar Limiares” se iniciará o processo de limiarização. Esta função executará os seguintes passos:

- obter o histograma de cada imagem.
- encontrar os vales do histograma. Estes vales serão obtidos pela comparação de 10 vizinhos adjacentes a cada elemento do histograma.

- ordenar os vales do histograma do mais próximo ao “valor estimado” para o mais distante. O valor estimado inicial é “128” (valor mediano dos possíveis tons de cinza), mas poderá ser alterado.
- inserir na tabela “Limiares encontrados” os cinco limiares mais prováveis.

Para certificar que o limiar foi obtido corretamente, é possível visualizar o histograma das imagens, como mostrado na Figura 43.

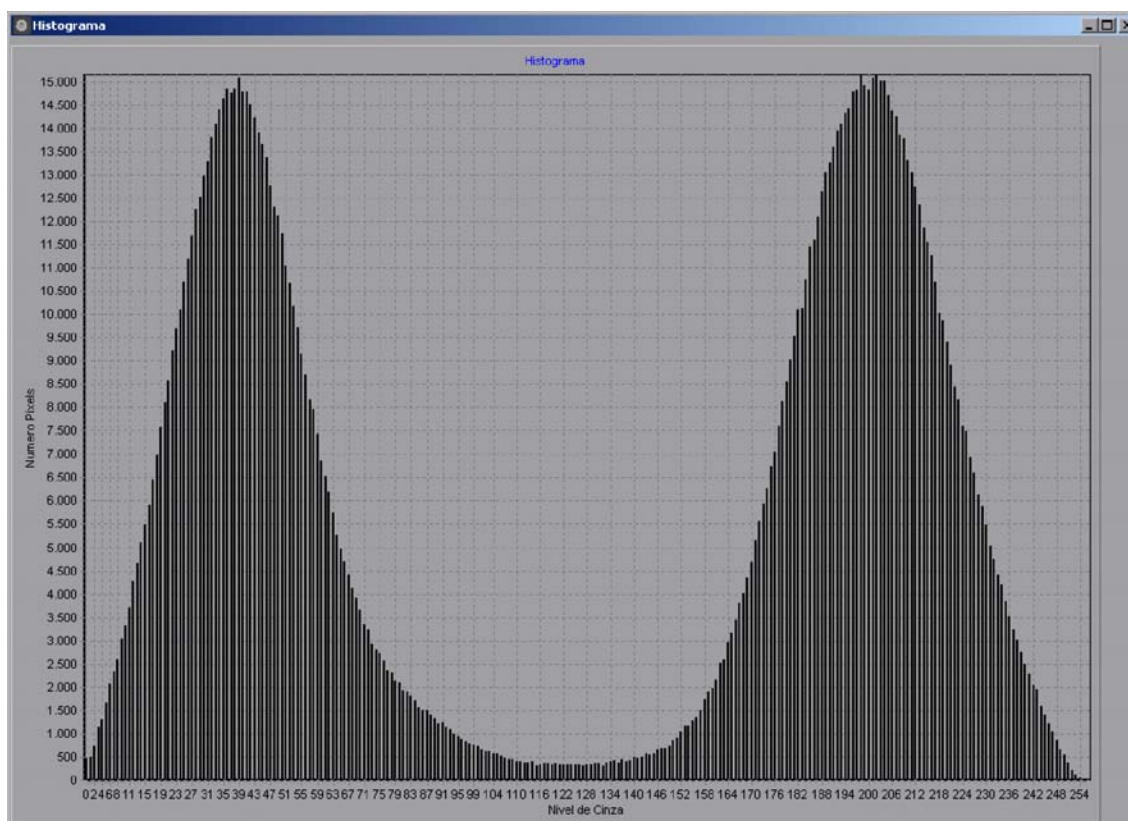


Figura 43: Visualização do histograma de imagem

Com um clique em “Limiarizar”, serão então obtidas imagens binárias (preto e branco). No caso dos objetos em análise serem mais densos que o fundo (não se tratando de vazios em isoladores), é possível obter a imagem negativa clicando em “inverter”, assim os objetos serão representados pela cor branca e o fundo preto.

Para eliminar “pontos isolados” nas imagens limiarizadas, é possível utilizar os filtros de abertura e fechamento com a janela especificada ao lado dos respectivos botões de acesso.

Com um clique em “Diferenciar Defeitos” o programa rotulará com um índice cada objeto baseado na conectividade destes, ou seja, se um voxel pertence a um objeto e é vizinho de outro pertencente ao objeto, então eles serão rotulados como pertencentes ao mesmo

objeto, segundo o critério “vizinhança-6” mostrado na Figura 24–C. Para executar essa função o programa realizará os seguintes passos:

- percorrer todas as imagens da série, realizando as seguintes ações para cada pixel:
 - indexar novo rótulo aos pixels sem vizinhos rotulados;
 - indexar rótulos aos pixels iguais a algum vizinho já rotulado;
 - estabelecer uma equivalência entre rótulos, caso o pixel apresente dois ou mais vizinhos com rótulos diferentes. As equivalências são relacionadas em uma matriz bidimensional como mostrada na Figura 44–A.
- percorrer a matriz de equivalências, reduzindo as equivalências múltiplas ao valor de menor índice, como mostrado na Figura 44–B;
- percorrer novamente toda a imagem, substituindo índices equivalentes.

A																			
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
1	X																		
2		X																	
3			X																
4		X		X															
5					X														
6		X		X		X													
7							X												
8								X											
9				X					X										
10				X						X									
11				X							X								
12												X							
13													X						
14		X												X	X				
15										X					X				
16																X			
17																	X		
18			X															X	
19																			X

B	
0	0
1	1
2	2
3	3
4	2
5	5
6	2
7	7
8	8
9	2
10	2
11	2
12	12
13	2
14	2
15	2
16	16
17	17
18	3
19	19

Figura 44: (A) Matriz de equivalências Múltiplas entre objetos da imagem; (B) Matriz final de equivalências entre objetos

Ao final da rotulação, características dos objetos (vazios), serão salvas em um arquivo de texto. As características obtidas são:

- volume em voxels de cada objeto;

- largura nos eixos “x”, “y” e “z”;
- posição do primeiro voxel do objeto nos eixos “x”, “y” e “z”;

As imagens limiarizadas ou rotuladas serão salvas como arquivos de imagem, assim poderão ser visualizadas pelo recurso de animação.

4. RESULTADOS

4.1. OTIMIZAÇÃO DE RADIOGRAFIAS

O feixe de raios X monocromático que atravessa a amostra deve respeitar a relação Beer-Lambert, equações (1) e (2), apresentando uma relação linear entre a espessura de um objeto homogêneo e $\ln(I_0/I)$. Porém pode-se observar que esta linearidade é muitas vezes comprometida por alguns fatores:

- o índice de atenuação μ varia em função da energia do feixe e o feixe de raios X da fonte utilizada não é monocromático, então um feixe poderá ser atenuado de formas diferentes em um mesmo ponto, dependendo da energia de cada fóton presente neste feixe;
- os comportamentos das células fotodetectoras poderão ser diferentes para feixes de energias diferentes. Assim, serão gerados erros devido ao feixe não ser monocromático;
- a intensidade de cada feixe é medida por células distintas do detector, que podem apresentar ligeiras diferenças na sensibilidade;
- a leitura é feita com índices discretos, portanto pequenas diferenças entre medidas de intensidade não poderão ser observadas;

Com o objetivo de encontrar os melhores parâmetros para a obtenção das radiografias, realizou-se radiografias do objeto de acrílico em forma triangular mostrada na Figura 32, com estas foi possível observar o comportamento da atenuação do feixe em função da espessura do objeto. Na Figura 45 é mostrada uma das radiografias utilizadas. De cada radiografia, foi extraída uma linha, os tons de cinza desta linha representam a intensidade do feixe em função da espessura do objeto, assim essa função foi analisada com o auxílio do software Origin 5.0.

Os seguintes parâmetros foram variados durante a aquisição das radiografias:

- intensidade do feixe: com a variação da corrente no filamento da fonte de raios X;
- energia do feixe: com a variação da tensão aplicada para a aceleração dos elétrons.

- tempo de integração: período de captura de fótons pelas células do detector.



Figura 45: Radiografia do objeto triangular mostrado na Figura 32

Da Figura 46 à Figura 56 estão apresentados os resultados da atenuação do feixe em função da espessura do objeto. É obtida das radiografias a função linearizada pela equação de Beer-Lambert. O coeficiente angular desta reta, calculado pelo software e indicado nas figuras, mostrará o coeficiente de atenuação equivalente (μ) do feixe de raios X.

Inicialmente, a tensão no tubo de raios X e o tempo de integração foram mantidos constantes em 70 kV e 5 s respectivamente e a corrente foi ajustada para 10 μ A, 40 μ A, 70 μ A e 100 μ A (ver Figura 46 à Figura 49). Os resultados mostram que para feixes de baixa intensidade (baixa corrente no filamento) foi evidente a presença de ruídos. Os melhores resultados foram obtidos com feixes de maior intensidade, como mostradas na Figura 48 e Figura 49, então para todas as radiografias foi utilizado a corrente máxima no filamento ($i = 100 \mu$ A). A intensidade do feixe foi reduzida, também, devido à abertura cônica deste, ou seja, quanto mais distante da fonte, o feixe cobrirá uma área maior, assim a intensidade será reduzida por uma razão quadrática. Em contrapartida, quanto menor a distância entre a fonte e a amostra, maior será o ângulo de abertura do feixe que incide no detector, assim mesmo realizando a correção do feixe cônico, a reconstrução tomográfica não será tão precisa. Devido a isso e também à disposição geométrica da mesa tomográfica, todas as medidas foram feitas com a fonte a uma distância de 80 cm do detector.

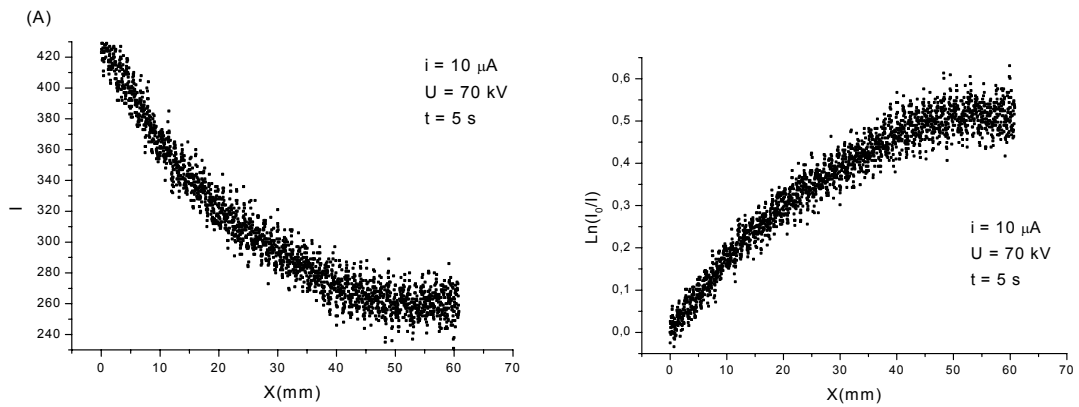


Figura 46: Atenuação do feixe para corrente de $10 \mu\text{A}$ Tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s
 (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

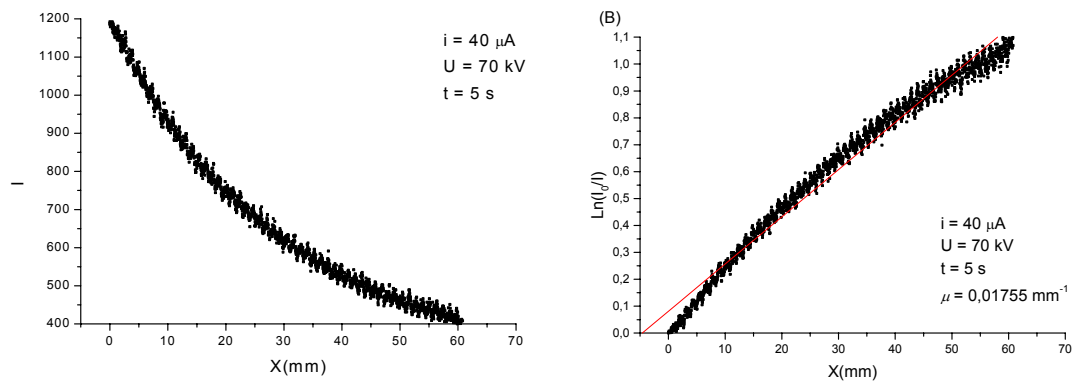


Figura 47: Atenuação do feixe para corrente de $40 \mu\text{A}$ tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s
 (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

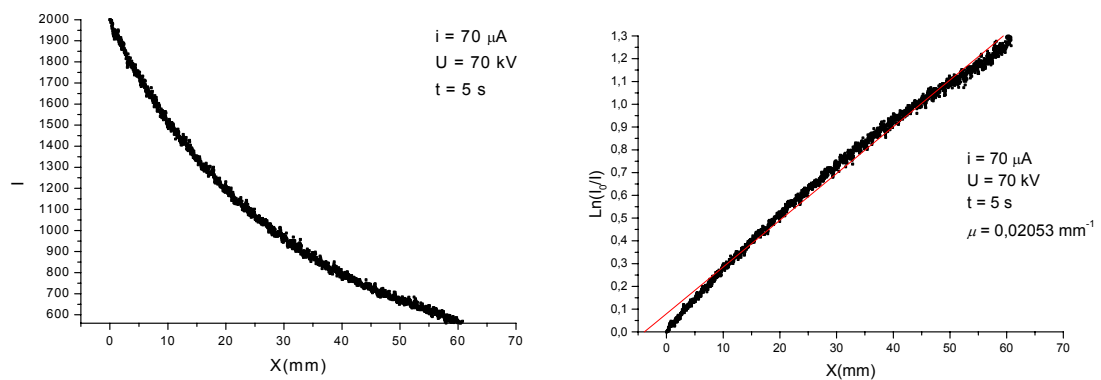


Figura 48: Atenuação do feixe para corrente de $70 \mu\text{A}$ tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s
 (A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

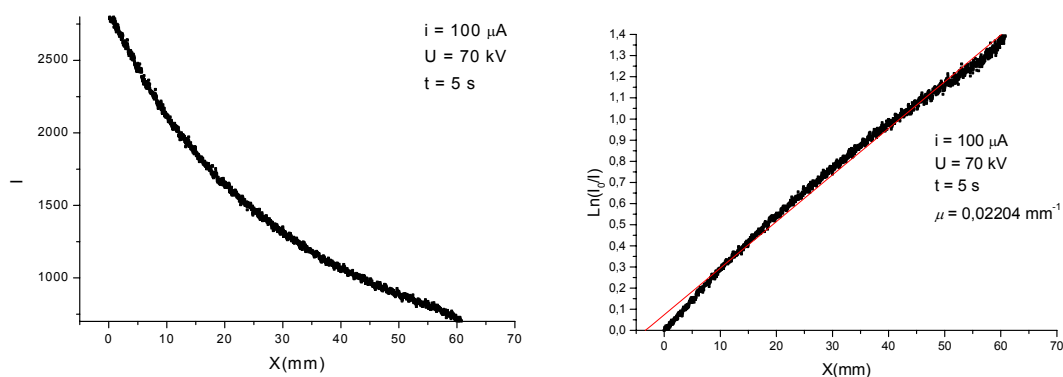


Figura 49: Atenuação do feixe para corrente de 100 μA tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

Para verificar o comportamento em relação a energia do feixe, foram realizadas radiografias do objeto triangular mantendo-se constante a corrente no filamento de $i = 100 \mu A$ e o tempo de integração de $\Delta t = 5 s$. A variação da energia do feixe causará variação no comportamento da amostra, como mostrado da Figura 49 à Figura 51, pois o feixe da fonte de raios X não é monocromático e o índice de atenuação dependerá da energia do feixe. Ao aplicar uma tensão de 70 kV por exemplo, pode-se encontrar fótons com energia de 70 keV e fótons com energias inferiores.

Comparando os gráficos, vê-se que para tensões baixas (próximo a 30 kV) o feixe apresentou um comportamento inesperado, como mostrado na Figura 50, o material apresentou grande variação do índice de atenuação para fótons com energia de 30 keV se comparados com fótons de energias inferiores. Foi possível verificar que para feixes de maior energia, estas variações não foram tão evidentes, a linearidade da Figura 52–B indica que a atenuação sobre fótons de energia próxima a 70 keV foi, aproximadamente, constante e as influências causadas por fótons de baixa energia, neste caso, se tornaram desprezíveis devido à sua alta atenuação.

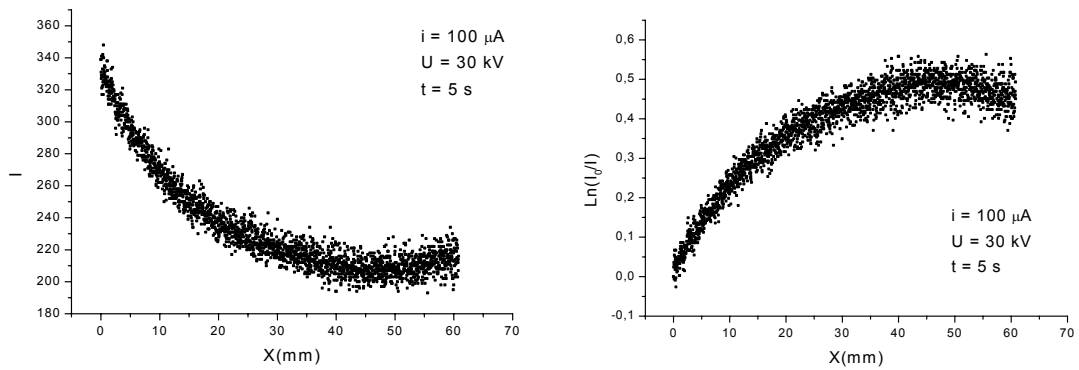


Figura 50: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 30 kV tempo de integração de 5 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

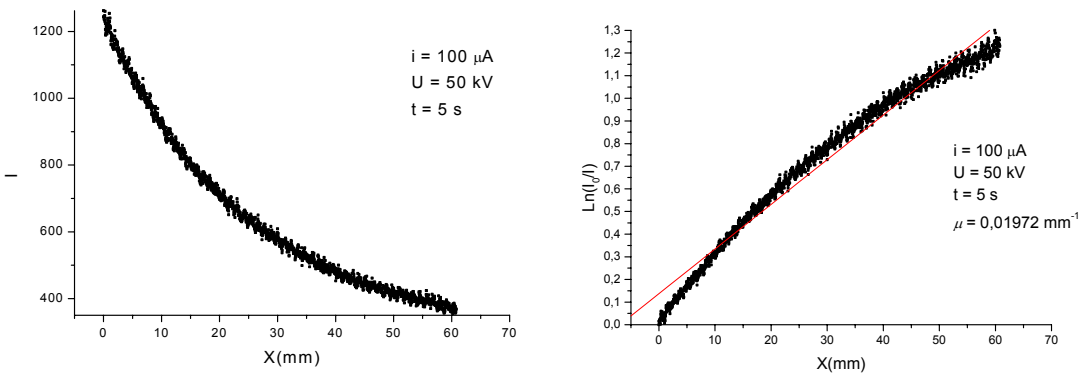


Figura 51: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 50 kV tempo de integração de 5 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

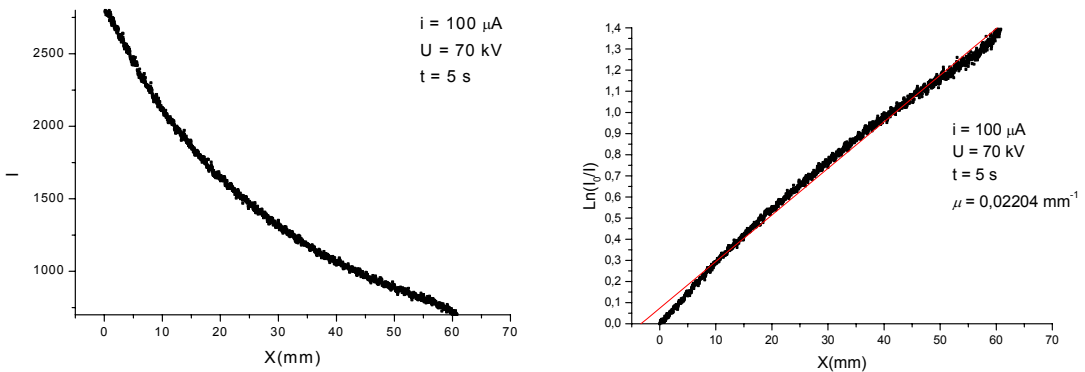


Figura 52: Atenuação do feixe para corrente de 100 μ A tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

Para a formação da imagem é integrada a intensidade do feixe nos fotodiodos durante um tempo Δt , assim é obtido um valor proporcional ao número de fótons que incidiram sobre o detector. O tempo de captura da imagem se torna um parâmetro de grande importância por

estar-se tratando de imagens digitais, portanto, discretas. As medidas são sempre representadas por valores inteiros entre zero e 4095. Para se ter uma representação mais contínua das intensidades dos feixes, é conveniente que sejam usados todos os valores da escala, ou seja, o valor 4095 representando a intensidade máxima (feixe não atenuado na amostra) e o zero a atenuação máxima (feixe totalmente absorvido pela amostra).

Para obtenção do melhor tempo de integração, foram mantidos constantes a corrente no filamento em $100\ \mu\text{A}$ e a tensão em $70\ \text{kV}$, obtendo radiografias para distintos tempos de integração. Os resultados estão mostrados da Figura 53 à Figura 56. Na Figura 53 vê-se que para $\Delta t = 1\ \text{s}$ são utilizados, apenas, 640 dos 4096 tons de cinza disponíveis para representar a radiografia. Neste caso, ainda, é possível verificar uma significativa presença de ruídos dados por imprecisão na leitura do detector. Já na Figura 56 para $\Delta t = 8\ \text{s}$ vê-se que a imagem está saturada, impossibilitando que sejam diferenciadas as regiões da amostra entre $0\ \text{mm}$ e $4\ \text{mm}$, pois todos estes são representados pelo índice 4095. Melhores resultados podem ser obtidos utilizando um tempo de integração em torno de $5\ \text{s}$, como mostrado na Figura 49, assim a região externa à amostra é representada por valores altos, sem atingir o limite de 4095.

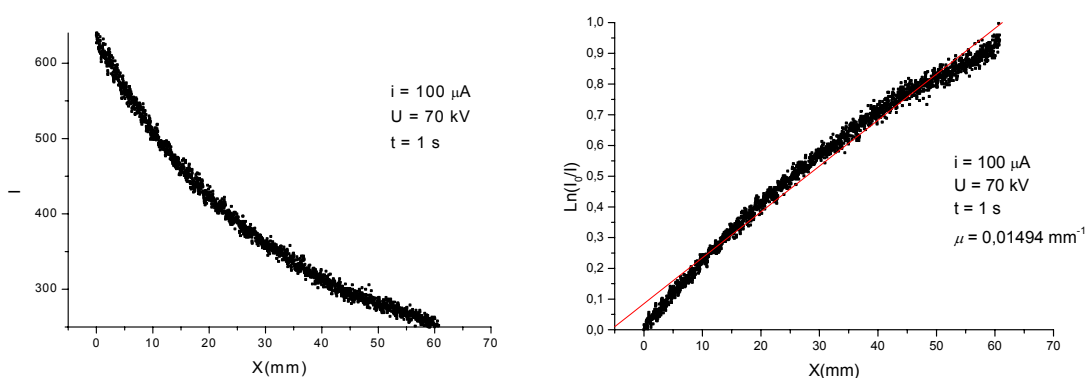


Figura 53: Atenuação do feixe para corrente de $100\ \mu\text{A}$ tensão de $70\ \text{kV}$ tempo de integração de $1\ \text{s}$
(A) intensidade em função da espessura (b) linearização pela lei de Beer-Lambert

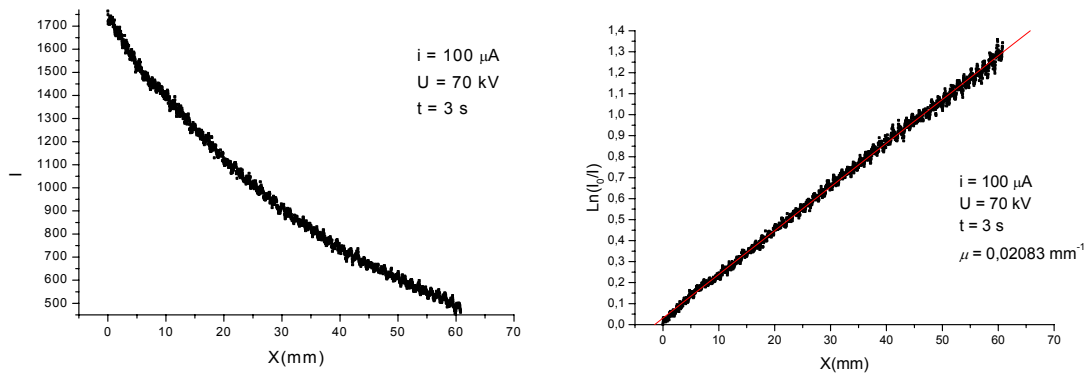


Figura 54: Atenuação do feixe para corrente de 100 μA tensão de 70 kV tempo de integração de 3 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

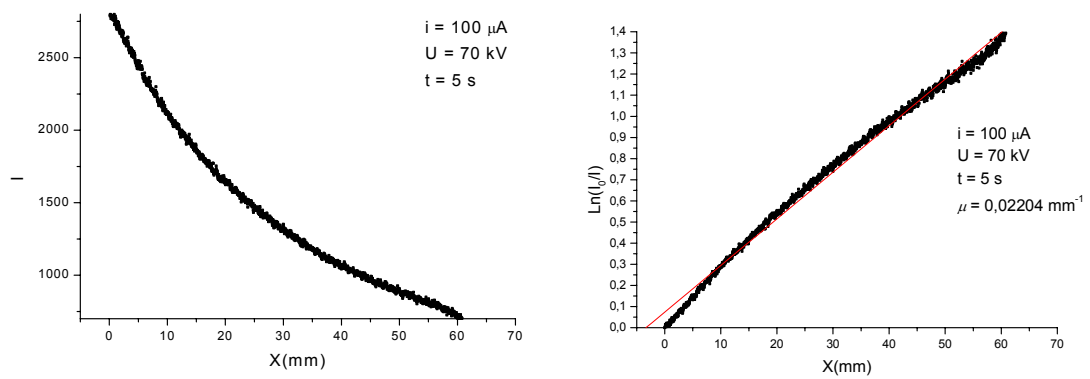


Figura 55: Atenuação do feixe para corrente de 100 μA tensão de 70 kV tempo de integração de 5 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

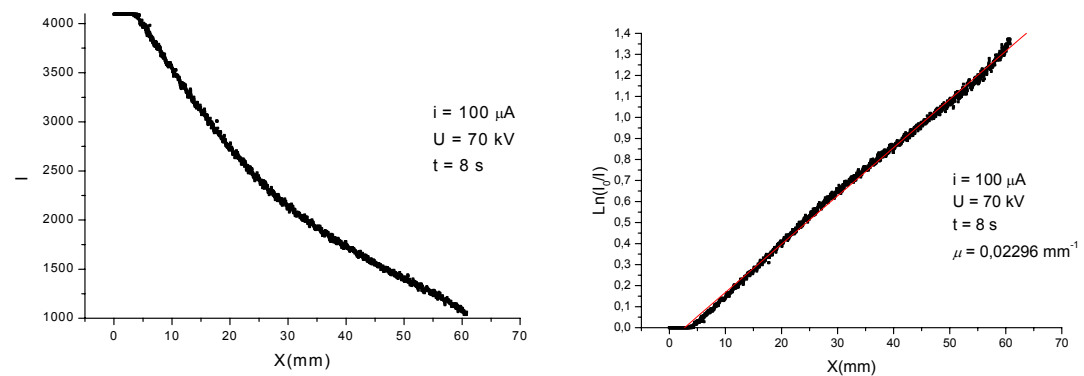


Figura 56: Atenuação do feixe para corrente de 100 μA tensão de 70 kV tempo de integração de 8 s
(A) intensidade em função da espessura (B) linearização pela lei de Beer-Lambert

4.2. OTIMIZAÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES TOMOGRÁFICAS

4.2.1. Número de projeções

A transformada de Radon, equação (10) e o teorema da retroprojeção equação (11) mostram que a reconstrução ideal deve ser realizada com infinitas projeções, entre 0° e 180° , incrementadas a cada projeção de um ângulo infinitesimal $d\theta$. Melhores aproximações da imagem final podem ser obtidas quanto maior for o número de projeções adquiridas e, conseqüentemente, menor o ângulo entre cada projeção.

Na Figura 57 é mostrada a influência do número de projeções na imagem resultante. A Figura 57–D mostra uma aproximação precária da imagem, obtida com a retroprojeção de 18 projeções, sendo o incremento do ângulo $\Delta\theta = 10^\circ$. Já na Figura 57–C com 36 projeções ($\Delta\theta = 5^\circ$) o objeto se torna bem nítido, mas ainda apresenta muitos artefatos no fundo. Bons resultados foram obtidos a partir 90 projeções, com $\Delta\theta \leq 2^\circ$, como é visto na Figura 57–A e B.

Incrementos de ângulos menores poderiam gerar melhores imagens, porém é possível verificar que alguns ruídos e artefatos não apresentaram redução quando alterado o incremento do ângulo de 2° para 1° . Aumentando o número de projeções o tempo despendido para as aquisições e reconstruções aumentaria substancialmente. Assim, todas as reconstruções tomográficas realizadas neste trabalho foram obtidas de 180 projeções, ou seja, com um incremento de ângulo de $\Delta\theta = 1^\circ$.

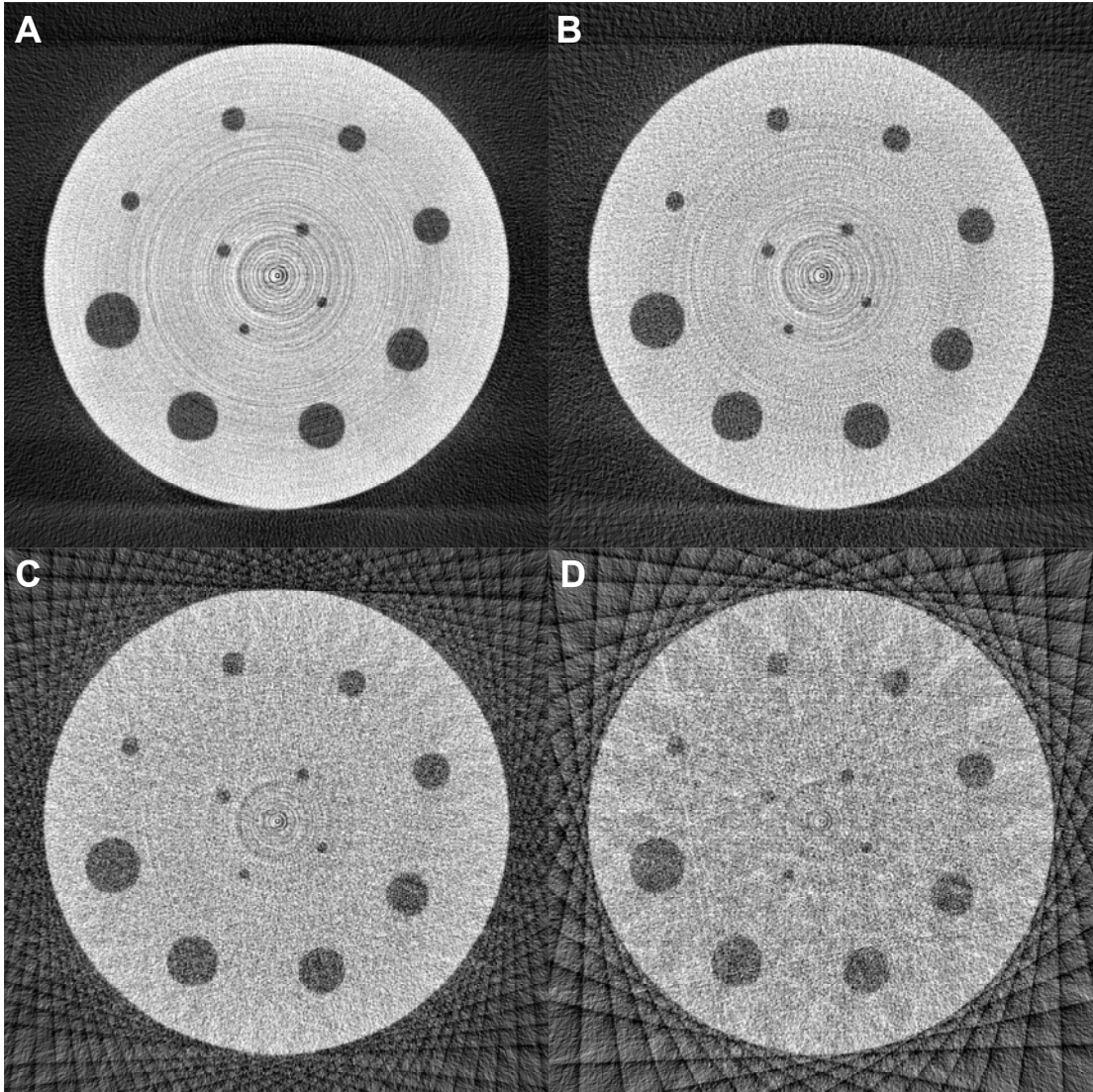


Figura 57: Reconstrução Utilizando (A) 180 projeções. (B) 90 projeções. (C) 36 projeções. (D) 18 projeções.

4.2.2. Filtragem do senograma

Segundo a equação (19) a reconstrução da imagem será obtida pela retroprojeção de linhas filtradas no domínio da frequência por meio de um filtro H_{PR} . A partir da transformada de Radon, é possível demonstrar que o filtro é dado pela equação (21), este filtro é chamado de filtro de Ram-Lak ou filtro rampa. O filtro Ram-Lak embora seja demonstrado matematicamente, possui a característica de destacar as componentes de alta frequência da imagem, destacando, assim, os ruídos. Outros filtros comumente utilizados são os filtros de Shep-Logan, Hamming e Hanning. Estas são algumas correções para que o filtro H_{PR} atenuar as componentes de alta frequência da imagem sem comprometer a reconstrução tomográfica.

Pela equação (22) vê-se que é possível realizar a filtragem, também, no domínio do espaço, essa equação provém do teorema da convolução.

As imagens obtidas pela aplicação dos diferentes filtros no domínio da frequência foram visualmente indistinguíveis para as amostras utilizadas neste trabalho. A Figura 58–A foi obtida pela reconstrução sem a utilização de filtros, na Figura 58–B foi utilizado o filtro de Shep-Logan no domínio da frequência, e na Figura 58–C, também foi utilizado o filtro de Shep-Logan, porém no domínio do espaço.

Comparando estas figuras, vê-se que a filtragem no domínio da frequência apresentou melhores resultados e, também, é importante ressaltar que a convolução é operacionalmente mais custosa, dependendo de maior tempo para sua realização. Assim, devido a estas vantagens, neste trabalho todos os resultados foram obtidos pelas filtrações no domínio da frequência.

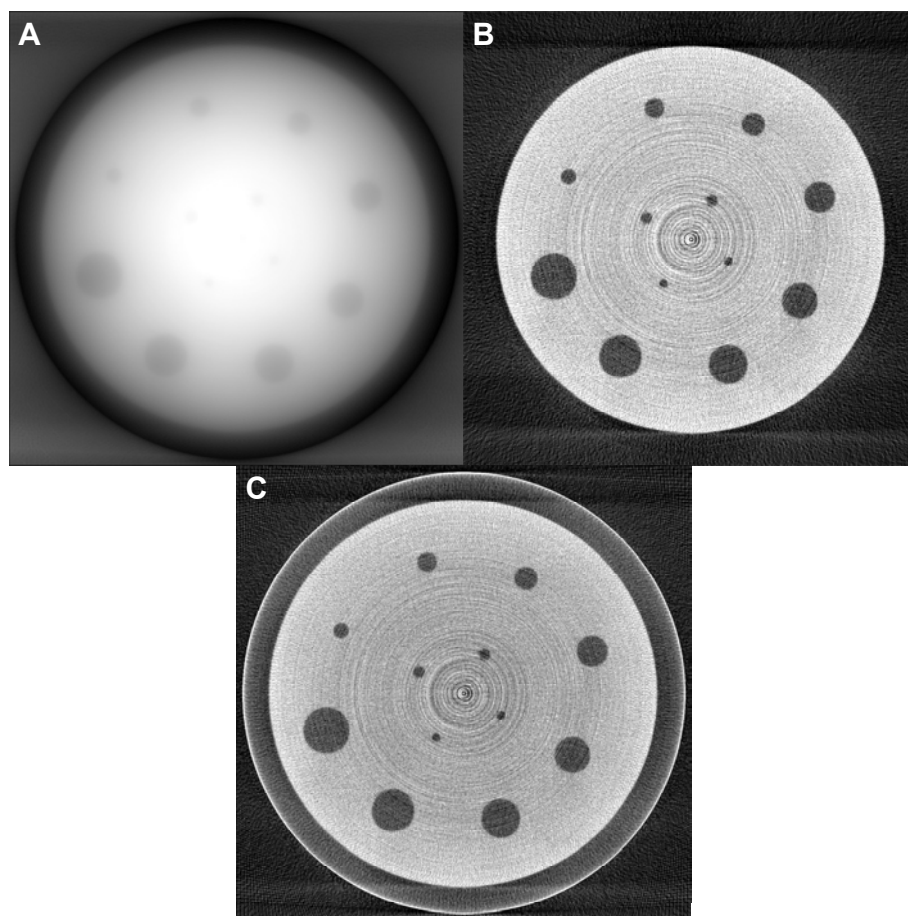


Figura 58: Reconstrução tomográfica de um phantom de acrílico: (A) sem utilização de filtro; (B) filtro de Shep-Logan no domínio da frequência; (C) filtro de Shep-Logan do domínio do espaço.

4.2.3. *Frequência de corte*

Em uma imagem no domínio da frequência, os ruídos são caracterizados pelas componentes de alta frequência desta imagem, assim estabelecendo uma frequência de corte que faz com que as componentes de frequência maior que esse limiar sejam eliminadas, tem-se a redução de ruídos. Porém, com isso os objetos de pequenas dimensões também poderão ser eliminados.

Utilizando uma escala de 0 a 1, onde “1” é a componente de frequência máxima que se pode representar nesta imagem (esta componente caracterizaria pixels brancos e pretos alternados), estabelecendo uma frequência de corte de 0,5 poder-se-ia representar, então, apenas objetos com dimensão de no mínimo dois pixels. Para frequência de corte 0,25 os menores objetos representados deverão ter no mínimo 4 pixels. Na Figura 59 estão mostrados alguns resultados obtidos para alguns valores de frequência de corte. A utilização deste recurso tornará a imagem mais uniforme dispensando a utilização futura de outros filtros, porém poderão ser perdidas informações dos objetos, principalmente das bordas destes, tornando os resultados finais menos precisos.

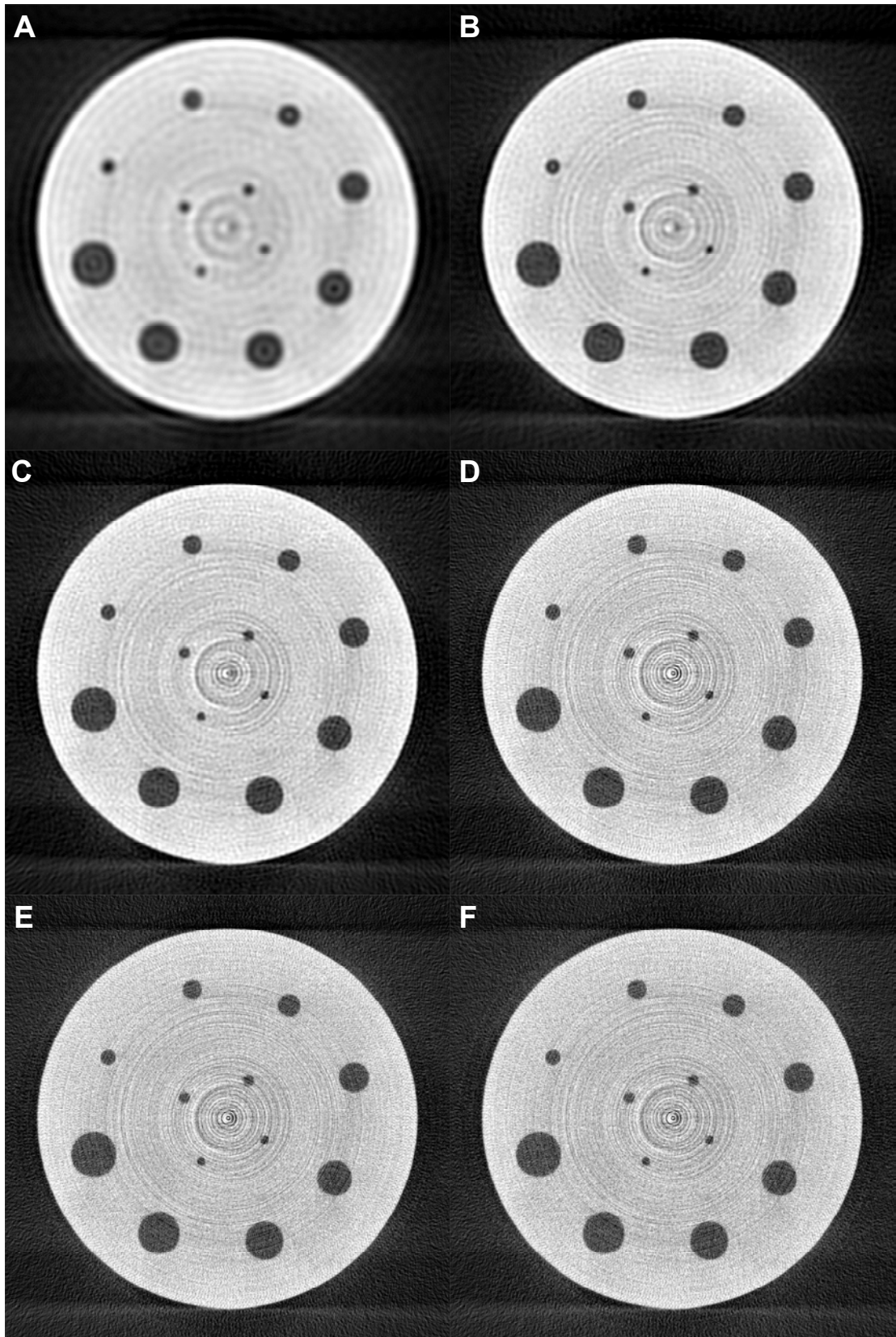


Figura 59: Reconstrução tomográfica utilizando freqüência de corte de: (A) 0,06; (B) 0,1; (C) 0,15; (D) 0,25; (E) 0,5; (F) 1,0 - sem freqüência de corte.

4.2.4. Centralização

As retroprojeções devem ocorrer sempre em torno do centro de rotação da amostra, caso contrário, a reconstrução será imperfeita. A Figura 60 apresenta algumas tomografias centralizadas incorretamente, vê-se nesta que um erro de centralização de apenas 5 pixels pode comprometer a reconstrução.

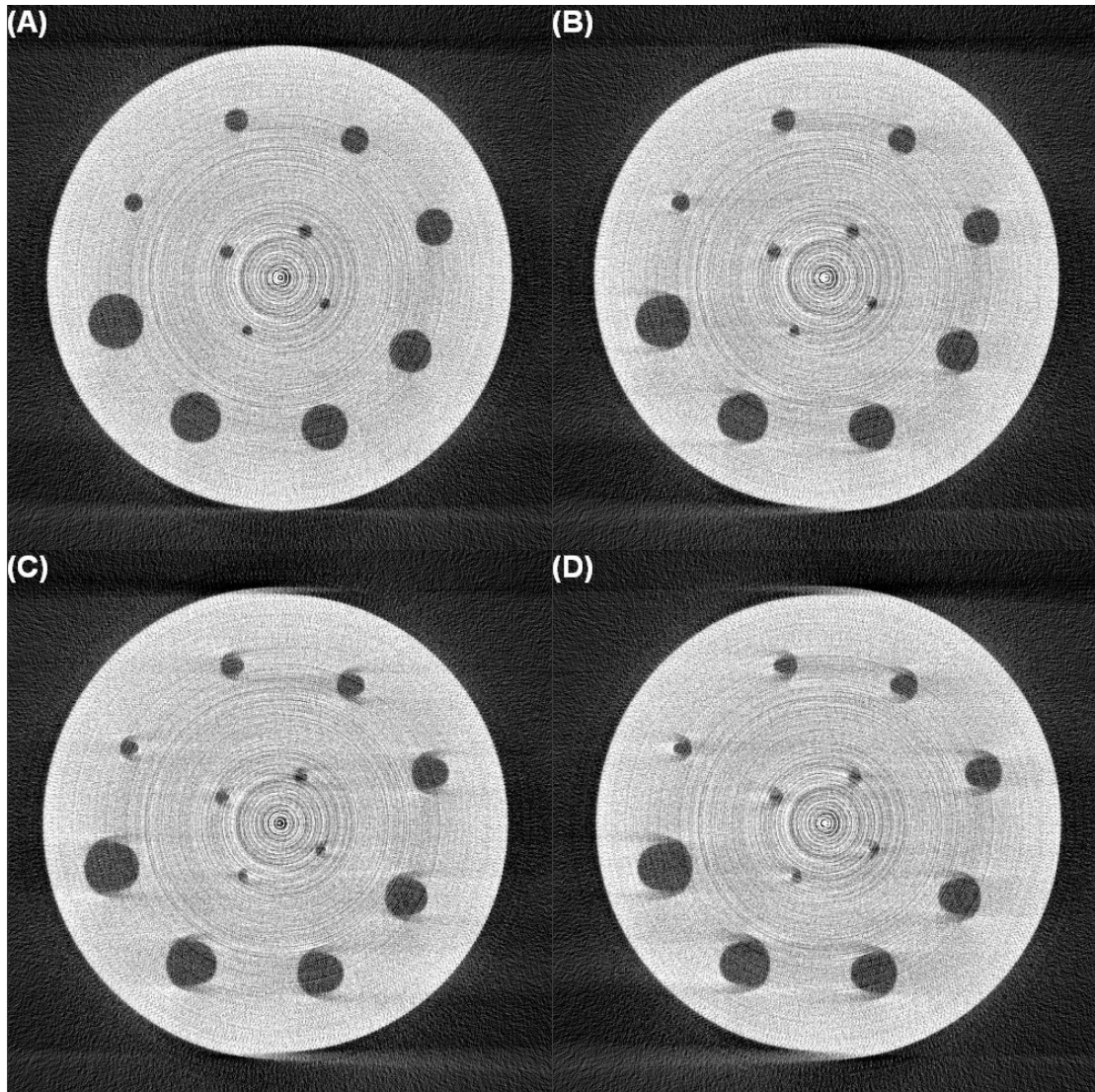


Figura 60: (A) Tomografia corretamente centralizada; (B) Tomografia com erro de centralização de 5 pixels; (C) Tomografia com erro de centralização de 10 pixels; (D) Tomografia com erro de centralização de 10 pixels, em sentido contrário ao item “C”.

4.2.5. Normalização

Para visualizar e salvar imagens em formatos convencionais como o “Bmp” é necessário que cada elemento da imagem seja caracterizado por um valor inteiro entre zero e

255. Então os índices da imagem resultante da reconstrução tomográfica devem ser re-distribuídos linearmente para valores entre zero e 255.

A presença de uma impureza de grande densidade na amostra, como é mostrada na Figura 61, ou a persistência de algum ruído, poderá comprometer o contraste entre os objetos de interesse da imagem. Para contornar isto, foram criados dois métodos para normalização:

- desprezo de regiões ruidosas. Durante a escolha do índice máximo e mínimo da imagem, é ignorado as regiões que freqüentemente apresentam ruídos (região central e periférica da imagem). Os pixels dessas regiões que excederem esses limites serão considerados iguais ao mínimo ou máximo (brancos ou pretos);
- desconsideração de percentual da imagem. A normalização será efetuada usando como referência apenas um determinado percentual da imagem cujos níveis de cinza são mais próximos da média da imagem. O Excedente será igualado ao mínimo ou máximo (branco ou preto).

Na Figura 62 está mostrada a comparação da normalização comum com os resultados obtidos utilizando os métodos descritos anteriormente.

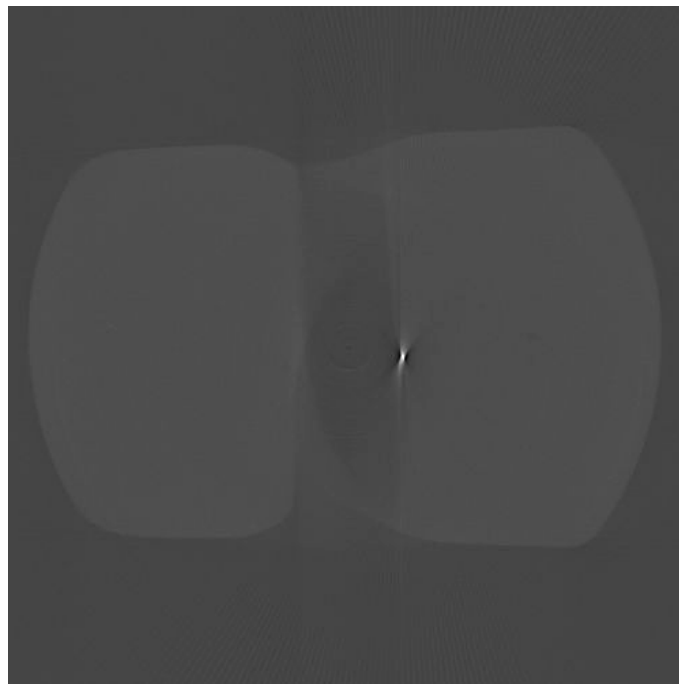


Figura 61: Amostra apresentando impureza com grande índice de atenuação. A imagem apresenta pouco contraste para objetos de interesse

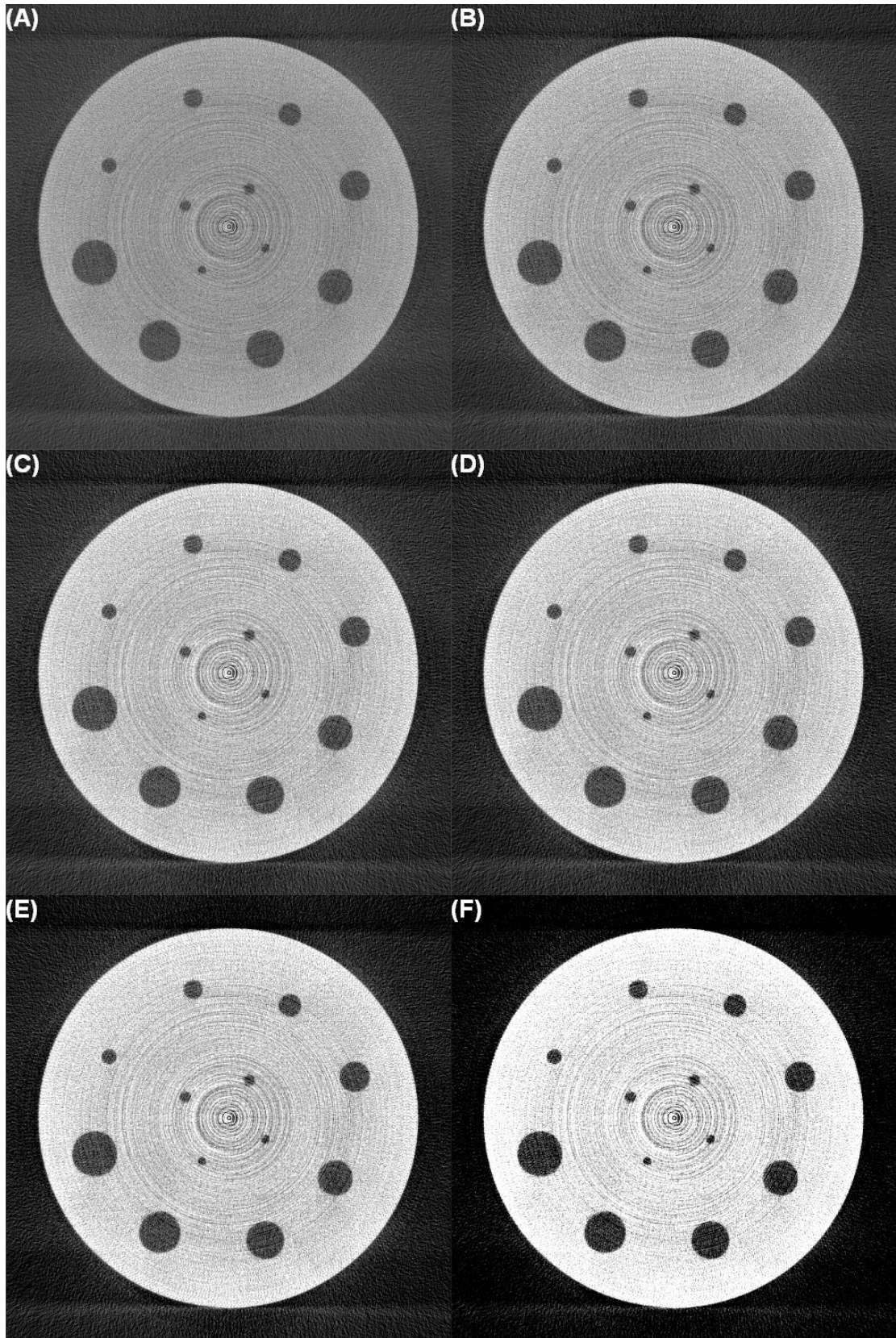


Figura 62: (A) Normalização simples; (B) Normalização desconsiderando regiões ruidosas; (C) normalização considerando 99% da imagem; (D) Normalização considerando 97% da imagem; (E) Normalização considerando 90% da imagem; (F) Normalização considerando 50% da imagem.

4.2.6. Correção do feixe cônico

O desenvolvimento de algoritmos para reconstrução tomográfica é mais simples quando se trata de tomografias de feixe paralelo. Uma boa aproximação pode ser obtida com um feixe em leque ou em cone, quando se afasta a fonte de raios X da amostra, assim o maior ângulo entre os feixes que atingirão a amostra tenderá a zero. Embora possam ser obtidos bons resultados com esta aproximação, a tomografia apresentará breves distorções nas regiões periféricas e, também, sofrerá uma significativa ampliação, tornando a calibragem do sistema variável em função desta ampliação.

Na Figura 63 está mostrada a comparação de uma reconstrução tomográfica considerando a abertura do feixe em leque (A) com outra reconstrução considerando feixes paralelos (B). Nesta última, além da ampliação é possível verificar distorções nos orifícios circulares da amostra.

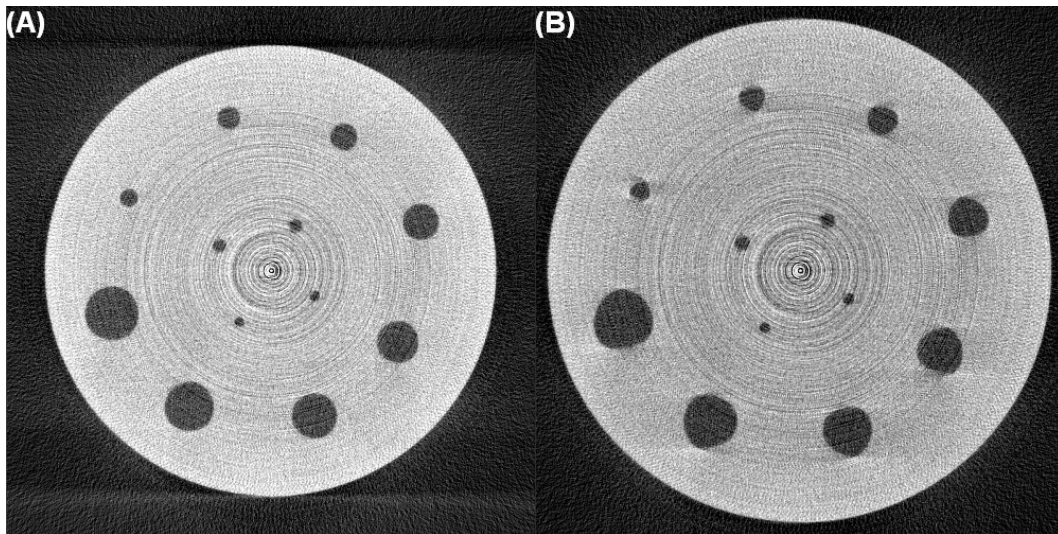


Figura 63: (A) Reconstrução considerando feixe em leque; (B) Reconstrução Considerando o feixe paralelo

Utilizando a correção para feixe em leque ainda ocorrerá uma ampliação no eixo perpendicular às tomografias, pois o feixe utilizado é cônico. Mas essa ampliação pode ser plenamente corrigida definindo a altura de cada fatia como a razão entre a distância fonte→amostra e fonte→detector.

4.2.7. Correção de matriz discreta

Devido ao fato da imagem digital não ser contínua, mas sim definida por elementos discretos, durante a reconstrução, a integração das retroprojeções podem não ocorrer de forma

homogênea para toda a imagem, gerando assim algum tipo de ruído. Para corrigir este erro criou-se no programa um contador de integração para cada pixel, ao final da reconstrução a imagem é normalizada homogeneamente.

Na Figura 64-A está mostrada uma imagem utilizando esta correção e na Figura 64-B mostra a mesma imagem considerando a integração homogênea. Mesmo sendo a redução de ruído visualmente imperceptível, no processo de limiarização poderá apresentar diferenças relevantes. A manifestação desta correção ocorre principalmente nos cantos da imagem, pois ali um menor número de retroprojeções contemplarão esta área.

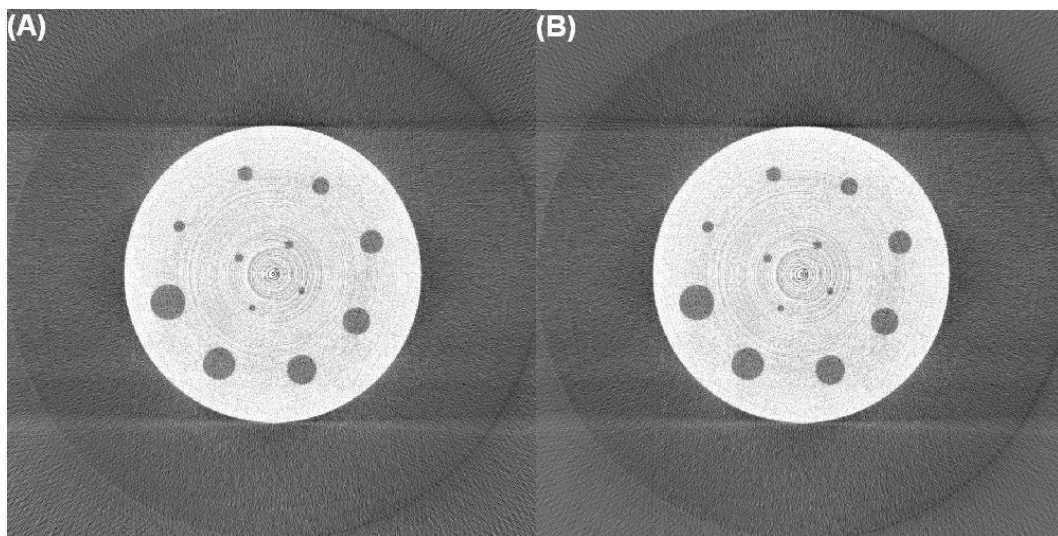


Figura 64: (A) Tomografia com correção de matriz discreta; (B) Tomografia sem correção de matriz discreta

4.2.8. Filtragem

4.2.8.1. Subtração de imagem escura e correção do campo luminoso

O tom de cinza de cada pixel é proporcional à intensidade do feixe de raios X que atinge o detector naquele ponto, mas esta relação de proporcionalidade poderá ser brevemente distinta para cada elemento do detector (fotodiodo), caracterizando assim ruídos na imagem. Ruídos também poderão ser gerados por efeitos físicos desconhecidos que possam influenciar os fotodiodos.

Estas influências nas radiografias podem ser previstas por meio da comparação da radiografia com duas imagens adquiridas após a aquisição das projeções da amostra. Uma

destas imagens é realizada com ausência do feixe de raios X e outra com a remoção da amostra frente ao detector.

Assim, a imagem filtrada poderá ser obtida por intermédio da equação (3). A aplicação deste filtro tem mostrado melhorias na qualidade das imagens, e ainda não são previstas perdas de informação. A eficiência da aplicação desta filtragem pode ser obtida comparando a Figura 65–A, sem a utilização da filtragem, com a Figura 65–B com a utilização da mesma.

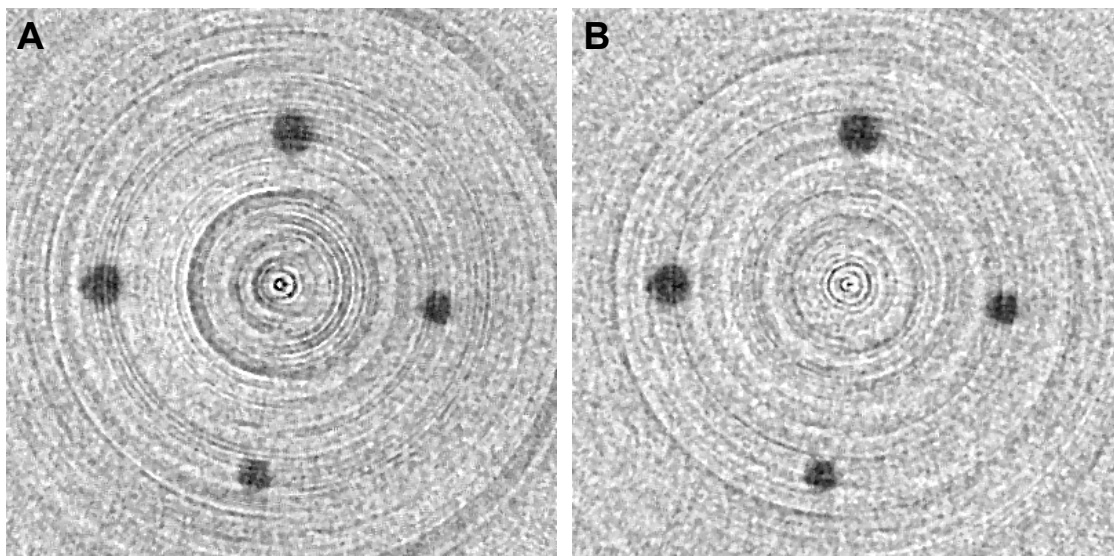


Figura 65: Segmento de uma reconstrução tomográfica: (A) sem utilização de filtros; (B) aplicando filtro dado pela equação (3).

4.2.8.2. Filtro da mediana

Após a reconstrução é comum a imagem apresentar alguns pixels que se diferem muito dos seus vizinhos. A aplicação do filtro da mediana é eficiente na remoção destes ruídos, pois substitui os pixels mais divergentes, por pixels da própria vizinhança, causando pouca ou nenhuma alteração nas bordas dos objetos. Na Figura 66 é possível comparar o resultado obtido com a utilização deste filtro. Devido aos bons resultados, esta ferramenta foi utilizada em todas as reconstruções realizadas neste trabalho.

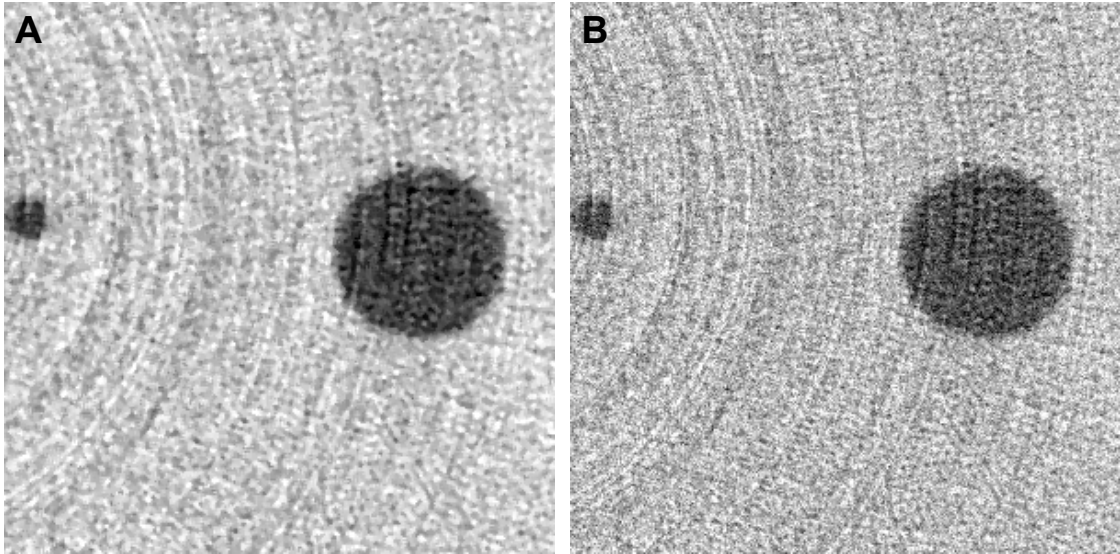


Figura 66: (A) Tomografia filtrada com o filtro da mediana; (B) tomografia não filtrada

4.2.8.3. Mediana vertical

Ruídos dados pela diferença entre a sensibilidade dos fotodiodos do detector que não foram eliminados pelo filtro de correção de campo luminoso, manterão sua característica em forma de anel próximo ao centro da tomografia, porém estes anéis não se repetirão identicamente em todas as fatias das tomografias. A aplicação do filtro da mediana volumétrica com uma janela 1x1x5 dará uma imagem sem a presença dos elementos que não se repetem em pelo menos 3 fatias, ou seja, eliminará o ruído sem alteração da forma dos objetos. Na Figura 67 pode ser comparado o resultado obtido com a aplicação deste filtro.

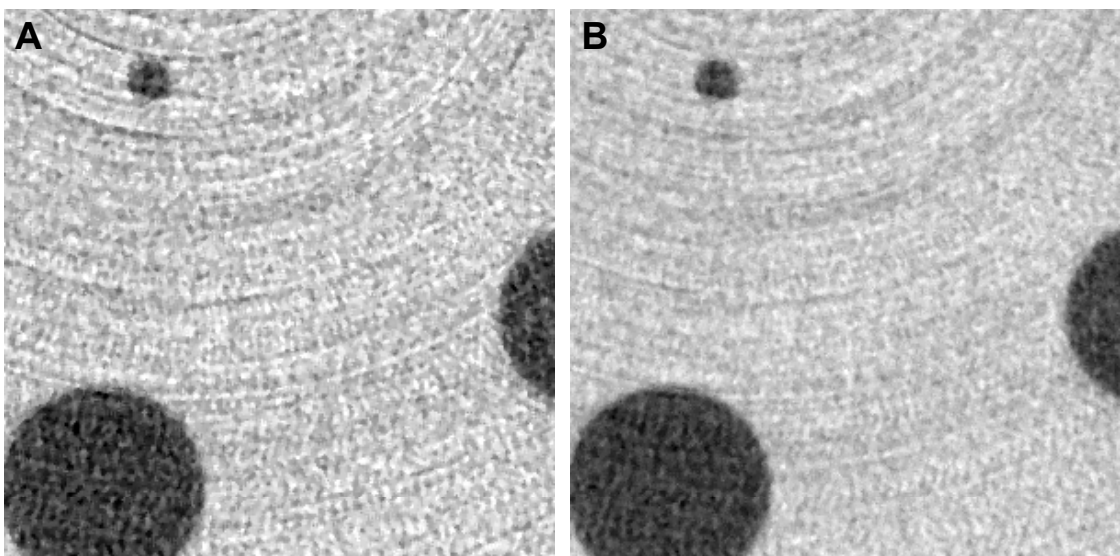


Figura 67: Segmento de tomografia (A) sem aplicação de filtros; (B) com aplicação do filtro da mediana volumétrica com janela 1x1x5.

4.2.8.4. Filtro passa-baixa

Filtros passa-baixa reduzem descontinuidades das imagens, reduzindo assim a presença de ruídos. O resultado da utilização deste filtro reflete diretamente no histograma da imagem. Este se torna mais contínuo, com picos e vales melhores definidos, garantindo assim uma boa escolha do limiar. Porém estes filtros podem retirar características relevantes da imagem, propiciando principalmente alterações nas bordas dos objetos, causando assim influências no volume final destes.

Neste trabalho foram utilizadas duas formas distintas do filtro passa-baixa.

- Filtro passa-baixa no domínio da frequência: aplicado durante a filtragem do senograma, caracterizado pela frequência de corte. Descrito anteriormente;
- Filtro passa-baixa no domínio do espaço: aplicado após a reconstrução tomográfica utilizando uma janela gaussiana 5x5, antecedendo a limiarização.

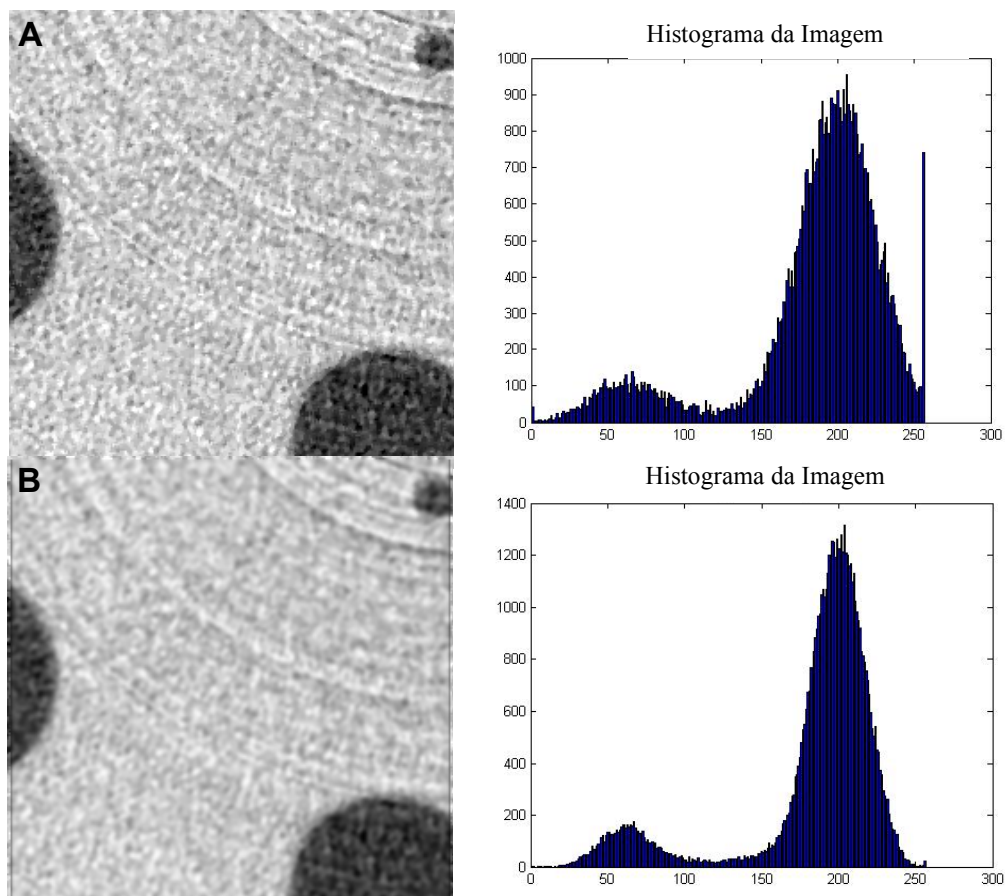


Figura 68: Segmento de tomografia e respectivo histograma: (A) sem aplicação de filtros; (B) com aplicação do filtro passa-baixa gaussiano com janela 5x5

4.2.9. Limiarização

Neste trabalho foi utilizada a técnica de limiarização global para diferenciar os objetos em estudo (vazios) do restante da imagem. O limiar é encontrado a partir do histograma da imagem, onde neste é localizado o vale central do histograma.

Na Figura 69–A está mostrada a imagem limiarizada sem a aplicação de qualquer filtro, a Figura 69–C está mostrada a mesma imagem com a aplicação de um filtro passa-baixa com janela gaussiana 5x5 antecedendo a limiarização. Comparando o histograma mostrado na Figura 69–B com o da Figura 69–D, pode-se observar que a filtragem da imagem eliminou a maioria dos “falsos vales” do histograma, que poderiam ser erroneamente identificados como sendo o limiar, acarretando em uma limiarização deficiente.

Os picos em “zero” e “255” contidos no histograma da Figura 69–B são decorrentes da normalização desprezando 3% da imagem.

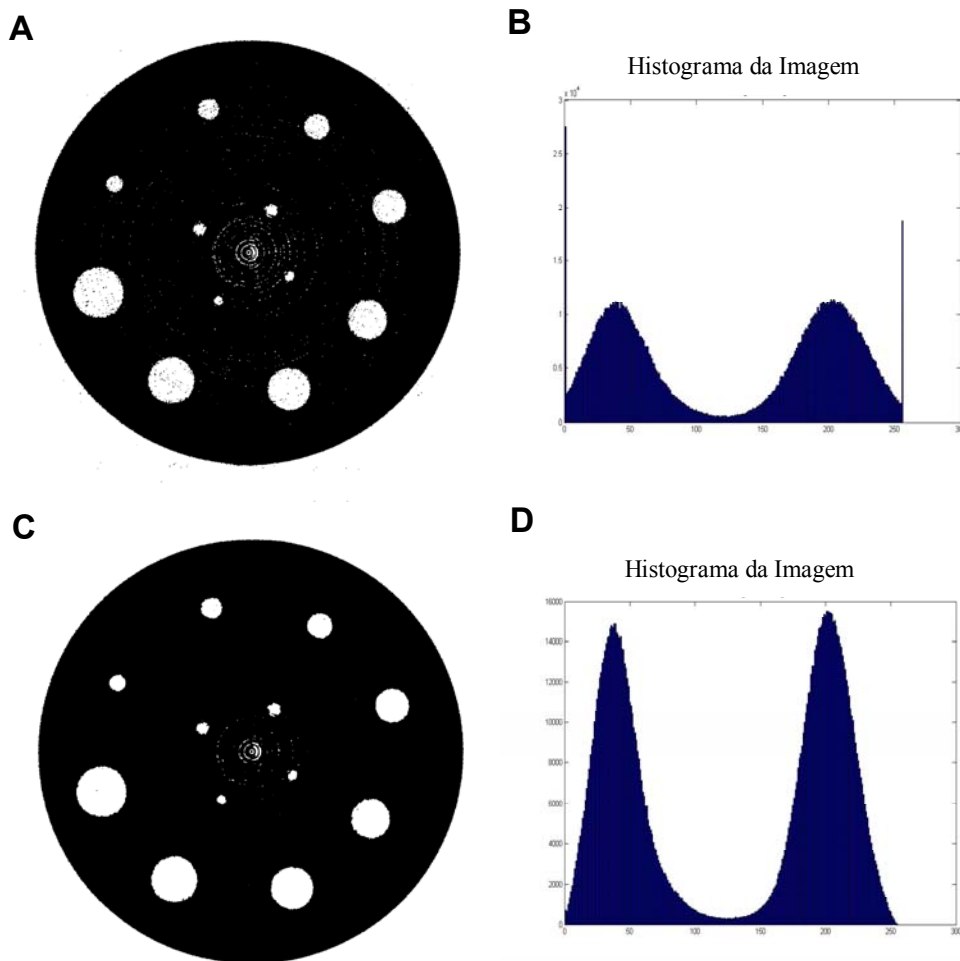


Figura 69: (A) Imagem limiarizada sem prévia filtragem; (B) Histograma utilizado para a localização do limiar utilizado no item “A”; (C) imagem limiarizada com prévia filtragem com filtro gaussiano; (D) Histograma utilizado para a localização do limiar utilizado no item “C”

4.2.10. Filtro abertura e fechamento

Durante a limiarização da imagem, a presença de ruídos poderá caracterizar vazios de pequenas dimensões no objeto, ou pequenos fragmentos de objetos no interior dos vazios. Assim em uma imagem poderão ser encontrados centenas ou milhares de objetos com volume da ordem de poucos voxels. Para tomografias de grandes volumes poderá ser atingida uma limitação do programa, pois o formato de imagem (PNG) utilizado para salvar as imagens após o cálculo da conectividade, permite o índice máximo igual à “32767”.

A aplicação do filtro de abertura e fechamento para imagens monocromáticas elimina em grande parte este tipo de problema. Em uma série de reconstruções com 5 fatias, sem a aplicação de filtros de ruídos foram encontrados 2117 objetos, onde 97,4% destes são constituídos por menos de 10 voxels. Após a aplicação dos filtros de abertura e fechamento com janela 3x3, esta série passou a apresentar apenas 27 objetos. Pode-se colocar como ponto negativo dos filtros de abertura e fechamento, algumas breves variações nas bordas dos objetos, porém estas variações se mostraram desprezíveis ou até mesmo restauradoras tornando assim a aplicação deste filtro de grande eficácia.

Na Figura 70 pode ser comparado o resultado da aplicação dos filtros de abertura e fechamento sobre imagens limiarizadas sem prévia filtragem ou com a prévia aplicação do filtro da mediana vertical. Comparando a Figura 70-A com a Figura 70-C e a Figura 70-B com a Figura 70-D, vê-se que o resultado da aplicação dos filtros de abertura e fechamento apenas eliminou os pontos brancos e pretos isolados, sendo desprezível ou inexistente a alteração do formato ou volume dos objetos.

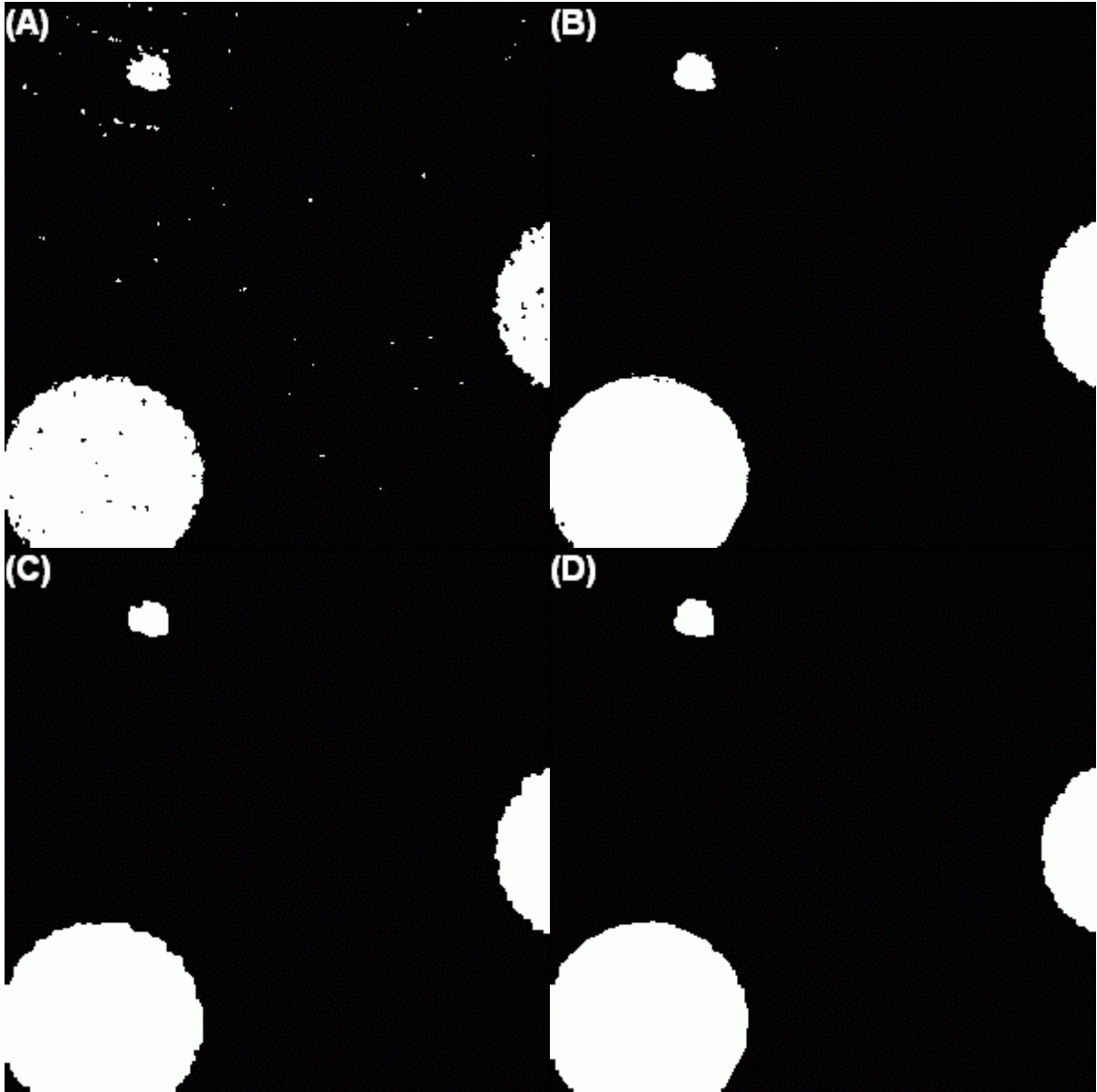


Figura 70: (A) Tomografia limiarizada sem aplicação de filtros; (B) tomografia limiarizada com aplicação do filtro da mediana; (C) aplicação do filtro de abertura e fechamento sobre o item "A"; (D) aplicação do filtro de abertura e fechamento sobre o item "B"

4.3. CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

4.3.1. *Determinação da distância média entre os fotodiodos do detector.*

O volume dos vazios do objeto na tomografia 3D é dado pelo número de voxels. Para conversão deste valor em unidades de medida no sistema internacional, é necessário saber a largura de cada pixel, ou seja, a distância média entre cada fotodiodo no detector. Durante a correção do feixe cônico esta informação também deve ser utilizada, para que seja obtida uma

equivalência nas unidades de medida da imagem e unidades de distâncias entre fonte – objeto – detector.

Para a determinação do tamanho do pixel, foi utilizado um paquímetro digital com precisão de 0,01 mm. Foram realizadas radiografias (ver Figura 71) deste paquímetro para diversas aberturas distintas, sempre posicionando este junto ao detector para que não ocorressem ampliações. Em seguida foi medida a abertura do paquímetro em pixels nestas radiografias. Para certificar que os pixels do detector são quadrados, este procedimento foi realizado para os eixos “x” e “y” do detector. Então com estas informações foi realizada uma regressão linear utilizando o software Origin 5.0. O tamanho do pixel pôde ser obtido pelo coeficiente angular da reta, que foi fornecido pelo software junto ao erro de medida e o coeficiente de correlação. O coeficiente de correlação obtido para ambas medidas é 1.

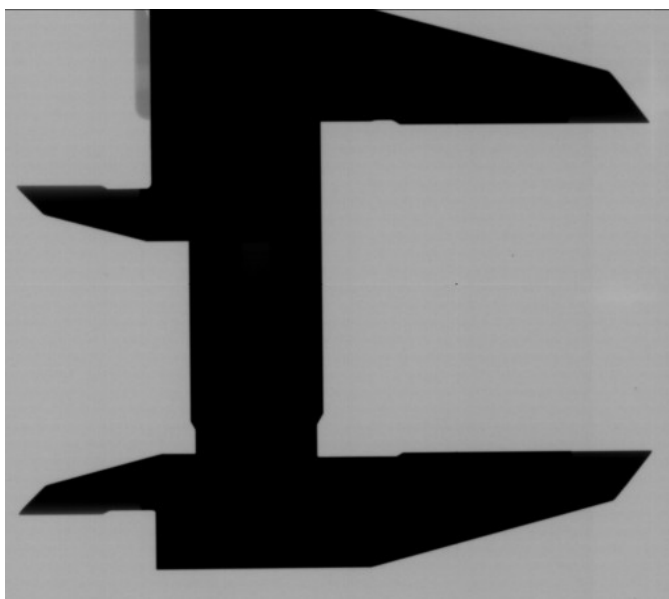


Figura 71: Radiografia do paquímetro digital

Os gráficos da Figura 72 mostram para cada eixo a relação entre abertura do paquímetro (em milímetros) e a respectiva distância na imagem (em número de pixels). O tamanho do pixel obtido pelo coeficiente angular da reta é dado na Tabela 1 junto de seu respectivo erro experimental.

Tabela 1: Dimensão média dos pixels

	Comprimento do pixel (μm)	Erro de medida (μm)
Eixo X	49,42	0,04
Eixo Y	49,40	0,02
Valor Utilizado	49,41	0,02

Visto que a diferença entre a largura e altura dos pixels é menor que os erros experimentais, então estes foram considerados quadrados com arestas iguais à média entre os valores obtidos, e erro experimental igual ao menor entre os obtidos.

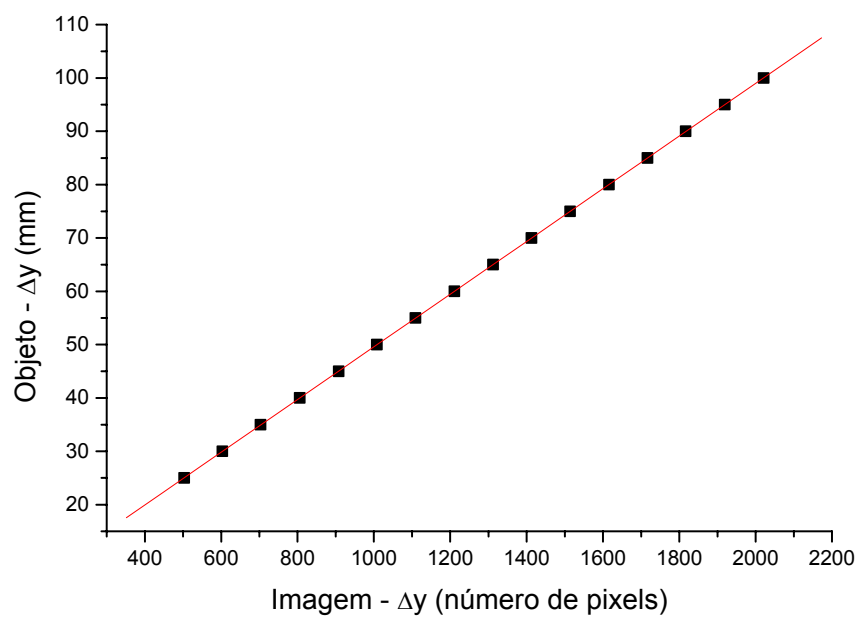
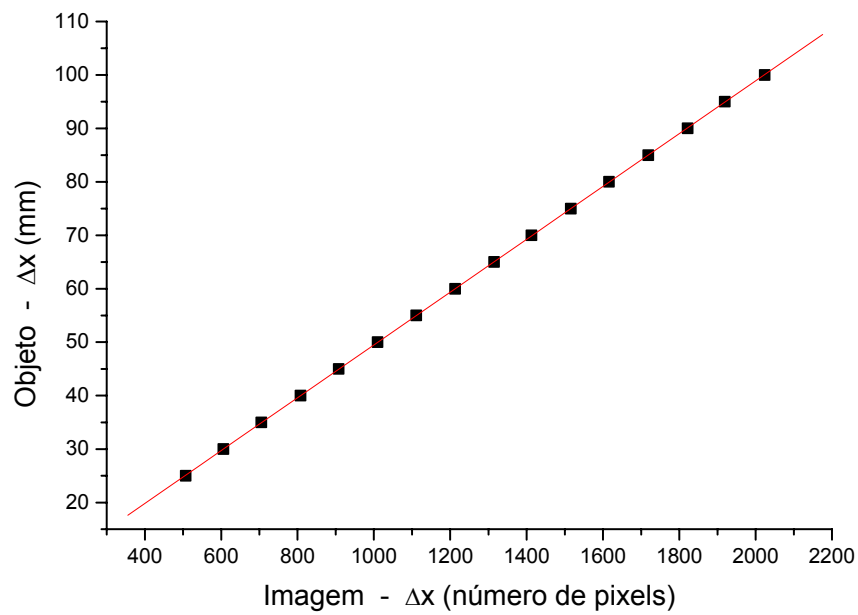


Figura 72: Relação entre tamanho real do objeto e tamanho nas imagens radiográficas

4.3.2. Verificação da ampliação

O feixe de raios X utilizado possuía uma abertura cônica. Durante a reconstrução tomográfica foi prevista e corrigida a abertura em leque deste cone, porém a imagem ainda apresentou uma ampliação no eixo perpendicular ao plano das tomografias. Essa ampliação é uniforme em todas as fatias, repercutindo apenas em uma variação na altura de cada linha. Assim, se no resultado final vê-se o volume considerando altura de cada fatia igual a 1 pixel, então para a obtenção da altura real é necessário multiplicar o volume total pela altura da fatia em pixels sem a ampliação, a qual é pouco menor que “1”, este valor pode ser obtido através de proporções trigonométricas, ou seja:

$$L = \frac{D_{OF}}{D_{DF}} = \frac{O}{I} \quad (29)$$

Sendo:

- “ L ” a altura em pixels de cada fatia;
- “ D_{OF} ” a distância entre a fonte e o objeto (centro de rotação);
- “ D_{DF} ” a distância entre a fonte e o detector;
- “ O ” a dimensão real do objeto na imagem (sem ampliação, para $D_{OF} = D_{DF}$);
- “ I ” tamanho do objeto ampliado na imagem.

A equação (29) foi confirmada por meio das radiografias de um objeto plano posicionado a diversas distâncias do detector. Na Tabela 2 está mostrada a altura da linha prevista pela relação entre as distâncias. Comparando estas ao valor real obtido pela relação entre as imagens. Sendo $D_{DF} = 77,4$ cm e $O = 467$ pixels.

Tabela 2: Comparação entre a ampliação prevista e obtida

D_{OF} (cm)	I (n° de pixels)	Previsto ($\frac{D_{OF}}{D_{DF}}$)	Obtido ($\frac{O}{I}$)	Erro	Erro relativo (%)
72,4	496	0,9415	0,9354	0,0061	0,6555
71,3	505	0,9248	0,9212	0,0036	0,3869
69,8	516	0,9050	0,9018	0,0032	0,3582
69,2	520	0,8981	0,8941	0,0040	0,4496
67,9	529	0,8828	0,8773	0,0055	0,6311
66,3	543	0,8600	0,8566	0,0034	0,4025
64,5	558	0,8369	0,8333	0,0036	0,4301
			Média	0,0042	0,4142

Analisando a Tabela 2 vê-se que a ampliação prevista foi confirmada, e pode-se estabelecer aqui o erro desta medida de 0,004 pixels, dado pela imprecisão dos instrumentos utilizados.

Utilizando a propagação de erros, ao unir o erro da ampliação com o erro referente ao tamanho dos pixels, pode-se estimar que a precisão do sistema tomográfico é de 0,23%. Porém aqui não foi prevista a existência de ruídos nas imagens, portanto, os erros de medida do sistema será superior a este valor.

4.3.3. *Determinação do volume dos vazios*

Para verificação dos dados obtidos pela reconstrução tomográfica foi utilizado um phantom com vazios conhecidos mostrado na Figura 30. A determinação do volume dos vazios foi realizada utilizando um método analítico descrito na seqüência:

Foi adicionado álcool isopropílico em cada um dos orifícios, medindo-se em seguida a variação da massa do phantom. Posteriormente foi obtida a densidade do álcool por meio de um volume conhecido, permitindo assim a obtenção do volume de cada um dos vazios.

Para obtenção da densidade do álcool isopropílico foi medida a variação da massa de uma seringa micrométrica ao adicionar 0,45 ml deste álcool. Na Tabela 3 estão apresentados os resultados obtidos para 11 repetições do experimento e, na Tabela 4, a densidade obtida para o álcool isopropílico.

Tabela 3: Medida da massa de 0,45 ml de álcool isopropílico

Medida	Massa (g)
1	0,3544
2	0,3502
3	0,3514
4	0,3534
5	0,3518
6	0,3515
7	0,3515
8	0,3532
9	0,3500
10	0,3520
11	0,3522
Media	0,3520
Desvio Padrão	0,0013

Tabela 4: Medida da densidade do álcool isopropílico

	Medida	Erro da medida
Massa (g)	0,3520	0,0013
Volume (mm ³)	450	2,5
Densidade (g/mm ³)	$7,821 \times 10^{-04}$	$0,052 \times 10^{-04}$

A medida do volume dos orifícios foi realizada apenas sobre os 8 orifícios com pelo menos 2 mm de diâmetro, pois a presença de bolhas de ar impossibilitou a medida dos menores. Para obter resultados mais confiáveis, este procedimento foi repetido 10 vezes.

Na Tabela 5 os vazios estão referenciados pelo respectivo diâmetro. Nesta tabela é apresentada a massa do álcool introduzida em cada vazio, junto do respectivo volume calculado.

Tabela 5: Massa e volume calculado do álcool isopropílico inserido em cada vazio do phantom

Vazio Medida	Massa (g)							
	6 mm	5,5 mm	5 mm	4,5 mm	4 mm	3 mm	2,5 mm	2 mm
1	0,2162	0,1822	0,1489	0,1273	0,0950	0,0545	0,0381	0,0258
2	0,2150	0,1810	0,1496	0,1265	0,0951	0,0536	0,0382	0,0257
3	0,2152	0,1801	0,1501	0,1275	0,0940	0,0521	0,0380	0,0252
4	0,2156	0,1804	0,1513	0,1277	0,0957	0,0546	0,0385	0,0257
5	0,2144	0,1822	0,1491	0,1278	0,0970	0,0545	0,0382	0,0258
6	0,2167	0,1805	0,1500	0,1275	0,0960	0,0546	0,0388	0,0258
7	0,2154	0,1813	0,1510	0,1280	0,0970	0,0543	0,0388	0,0256
8	0,2151	0,1810	0,1510	0,1280	0,0961	0,0542	0,0382	0,0259
9	0,2145	0,1821	0,1488	0,1285	0,0954	0,0535	0,0384	0,0262
10	0,2170	0,1822	0,1510	0,1273	0,0963	0,0540	0,0385	0,0255
Massa média (g)	0,2155	0,1813	0,1501	0,1276	0,0958	0,0540	0,0384	0,0257
Desvio padrão (g)	0,00088	0,00082	0,00096	0,00054	0,00093	0,00077	0,00093	0,00077
Volume (mm ³)	275,5±2,2	231,8±1,9	191,9±1,8	163,2±1,3	122,4±1,4	69,0±1,1	49,06±0,49	32,88±0,40
Erro relativo (%)	0,78%	0,81%	0,92%	0,79%	1,2%	1,6%	0,99%	1,2%

4.3.4. Determinação da precisão e exatidão do sistema

Em todo sistema físico, sempre estarão presentes ruídos de origem desconhecida ou incontrolada, a influência destes nos resultados finais dependerão de sua intensidade. A utilização de filtros pode reduzir a influência de ruídos, porém pode também causar perda de informações relevantes da imagem.

Para mensurar a influência dos filtros na exatidão da medida do volume dos vazios, foi realizada a medida do volume pelo sistema tomográfico utilizando 5 métodos distintos, cada método é composto de uma sequência de filtros, assim os resultados foram comparados com os valores esperados, mostrados na Tabela 5. Para cada método, a medição foi repetida 5

vezes (totalizando 25 medidas realizadas), assim o volume foi obtido pela média entre as 5 repetições e o erro experimental foi determinado pelo desvio padrão destas medidas.

Os filtros comparados foram:

- mediana vertical;
- filtro passa-baixa Gaussiano no domínio do espaço;
- filtro passa-baixa no domínio da frequência (durante a filtragem do senograma) com frequência de corte $FC = 0,2$; e
- filtro da abertura e fechamento após a limiarização.

As 5 seqüências de filtros foram conforme o listado na Tabela 6.

Tabela 6: Seqüência de filtros utilizada em cada processo

	Mediana Vertical	Passa-Baixa (Espaço)	Passa-Baixa (Frequência)	Abertura e Fechamento
Método 1				X
Método 2	X			X
Método 3	X	X		X
Método 4	X	X		
Método 5			X	

Na Tabela 7 são mostrados os volumes dos doze vazios do phantom, obtidos pelos 5 métodos utilizados. Nesta tabela, é possível verificar que os erros experimentais, dados pelo desvio padrão, são proporcionais ao tamanho dos vazios e são, aproximadamente, constante para os métodos utilizados.

Tabela 7: Volumes dos vazios do phantom, obtidos por tomografia utilizando 5 seqüências de filtros

	Volume (mm³)				
Diâmetro	Método 1	Método 2	Método 3	Método 4	Método 5
6,0 mm	274,1 ± 2,3	274,5 ± 2,5	274,0 ± 2,3	274,0 ± 2,3	271,5 ± 2,4
5,5 mm	230,7 ± 2,9	231,1 ± 3,2	230,5 ± 3,2	230,4 ± 3,2	228,3 ± 3,3
5,0 mm	192,3 ± 2,1	192,5 ± 2,4	191,9 ± 2,4	191,8 ± 2,4	190,1 ± 2,5
4,5 mm	165,0 ± 1,9	165,3 ± 2,0	164,7 ± 2,2	164,6 ± 2,1	163,1 ± 2,2
4,0 mm	122,8 ± 1,0	123,2 ± 1,0	122,5 ± 1,1	122,5 ± 1,0	121,1 ± 1,0
3,0 mm	68,60 ± 0,57	68,75 ± 0,60	68,25 ± 0,58	68,26 ± 0,58	67,34 ± 0,58
2,5 mm	48,00 ± 0,53	48,03 ± 0,52	47,65 ± 0,55	47,68 ± 0,55	46,93 ± 0,54
2,0 mm	31,11 ± 0,43	31,17 ± 0,42	30,89 ± 0,47	30,90 ± 0,47	30,16 ± 0,58
1,5 mm	17,39 ± 0,16	17,40 ± 0,14	17,15 ± 0,12	17,18 ± 0,12	16,61 ± 0,24
1,4 mm	16,313 ± 0,061	16,292 ± 0,064	16,068 ± 0,077	16,091 ± 0,073	15,53 ± 0,17
1,2 mm	10,653 ± 0,068	10,656 ± 0,051	10,435 ± 0,061	10,462 ± 0,067	10,10 ± 0,14
1,0 mm	8,09 ± 0,11	8,09 ± 0,11	7,91 ± 0,13	7,94 ± 0,13	7,552 ± 0,064

Na Tabela 8 é mostrado a diferença relativa (erro relativo) entre o método analítico e os 5 métodos tomográficos utilizados. É impossível definir o resultado mais exato entre os métodos tomográficos, pois a diferença relativa, mostrada na Tabela 8, é inferior ao erro

atribuído ao método analítico, mostrada na Tabela 5. Assim, pode-se considerar o método tomográfico para medição do volume ao menos tão exato quanto o método analítico utilizado.

Tabela 8: Erro relativo entre o volume obtido pelo método analítico, dado na Tabela 5, e o volume obtido pelos 5 métodos tomográficos dados na Tabela 7

Vazio	Método 1	Método 2	Método 3	Método 4	Método 5
6,0 mm	0,53%	0,36%	0,55%	0,56%	1,50%
5,5 mm	0,47%	0,29%	0,58%	0,60%	1,55%
5,0 mm	0,19%	0,32%	0,01%	0,03%	0,96%
4,5 mm	1,13%	1,30%	0,91%	0,90%	0,01%
4,0 mm	0,34%	0,58%	0,02%	0,02%	1,09%
3,0 mm	0,62%	0,41%	1,14%	1,13%	2,51%
2,5 mm	2,20%	2,14%	2,95%	2,90%	4,53%
2,0 mm	5,72%	5,52%	6,47%	6,41%	9,04%

Desprezando a existência de erros do método analítico, é possível prever, pela Tabela 8, a exatidão de cada método tomográfico. Na Tabela 8 vê-se que para os orifícios com diâmetro maior que 3 mm, para a maioria dos métodos utilizados o erro é inferior a 1%. Porém, é nítida a perda de exatidão para os vazios com diâmetro de 2,5 mm e 2,0 mm, nestes, o erro é superior a 2%. Isto se deve, principalmente, ao fato da imagem ser discreta, então a exclusão ou adição de poucos voxels causará variações significativas no volume final. Assim, foram considerados, preferencialmente, os volumes maiores para a avaliação dos métodos.

Comparando os erros relativos dos métodos 1 e 2 na Tabela 8, vê-se que o filtro da mediana (utilizada no método 2) apresentou uma melhoria nos resultados. Pois, o erro relativo é inferior para a maioria dos vazios quando utilizada esta ferramenta.

O filtro passa-baixa Gaussiano apresentou perda de exatidão para a maioria dos vazios, como pode ser visto comparando o método 3 com o 2 na Tabela 8. Isto ocorre porque este filtro possui a característica de suavizar as bordas, decorrendo em perda de informação.

A não utilização de filtros na imagem favorecerá que nesta seja encontrado um largo número de pequenos defeitos. Por intermédio de uma análise de uma série de cinco linhas, foi estimado que na amostra inteira seriam encontrados em torno de 80.000 defeitos, o que atingiria limitações do programa. A origem principal dos falsos objetos é a presença de artefatos comumente gerados em tomografias. Embora os filtros que prevêm a sensibilidade dos fotodiodos tenham reduzido o surgimento de artefatos em forma de anel, estes ainda se mantiveram presentes, principalmente na região próxima ao centro, propiciando que o programa encontrasse uma infinidade de falsos objetos quanto mais próximo ao centro. Em

alguns casos estes ruídos estiveram conexos a outros, sendo então, identificados como defeitos de tamanho não desprezível. Os falsos objetos com grandes volumes são disformes, assim alguns filtros utilizados são eficientes na remoção ou fragmentação destes. A Tabela 9 mostra que: o número de falsos objetos encontrados, a distância destes ao centro, e o respectivo volume, variam significativamente entre os métodos utilizados.

A aplicação do filtro de abertura e fechamento sobre a imagem limiarizada elimina os falsos objetos constituídos de poucos pixels. Com a utilização de apenas estes filtros com máscara 3x3 (“Método 1”), passou-se a encontrar 1042 objetos inexistentes no interior da amostra (sem esse seriam 80.000). Todos estes, constituídos de pelo menos 9 voxels. Melhores resultados podem ser obtidos quando se aplica, anteriormente, o filtro da mediana vertical. O filtro da mediana vertical é eficiente na remoção dos artefatos em forma de anel, pois, estes artefatos raramente estarão presentes em fatias tomográficas subsequentes e, este filtro, removerá objetos que não estiverem presentes em pelo menos 3 fatias. Assim, no método 2, o maior “falso objeto” encontrado possui menos de 0,1 mm³. Com o filtro passa-baixa Gaussiano, utilizado no método 3, os falsos objetos serão reduzidos com maior intensidade, porém a utilização destes causará perda de exatidão no volume dos objetos de interesse conforme Tabela 8.

Tabela 9: Propriedade dos “falsos objetos”

	Método 1	Método 2	Método 3	Método 4	Método 5
Número de “falsos objetos”	1042	50	30	145	536
Volume do maior “falso objeto” (mm³)	0,137	0,072	0,052	0,094	0,088
Maior distância de “falso objeto” ao centro (mm)	20,4	1,8	1,6	14,0	16,7

Comparando os métodos 3 e 4, pode-se verificar a influência dos filtros de abertura e fechamento nas imagens. Devido à diferença entre o volume dos vazios ser desprezível entre esses dois métodos, conforme Tabela 7, conclui-se então, que além dos filtros de abertura e fechamento terem sido eficientes na remoção de falsos objetos, estes filtros não geraram perdas de informação dos objetos de análise.

A combinação do filtro da mediana seguido dos filtros de abertura e fechamento (método 2) se mostrou o melhor resultado, pois além de apresentar pequenas discrepâncias

com os valores esperados, houve, também, grande eliminação dos falsos objetos. Verifica-se ainda que todos estes falsos objetos estão a uma distância máxima de 1,8 mm (ou 36 pixels) do centro da amostra, tornando duvidosa apenas a caracterização desta região.

No método 5 foi utilizado apenas um filtro passa-baixa no domínio da frequência dado por uma frequência de corte. A utilização deste filtro é realizada junto à filtragem do senograma, não despendendo de maior tempo para sua aplicação. Porém, é visto na Tabela 7 e Tabela 8 que ocorre uma grande perda de precisão e exatidão na medida dos volumes dos vazios.

Apesar do programa permitir a reconstrução de apenas algumas linhas intercaladas, a análise do resultado da utilização deste recurso não foi realizada devido à simetria cilíndrica do phantom, pois neste, certamente os resultados seriam muito melhores que em um vazio real com forma irregular.

4.4. DETECÇÃO DE VAZIOS EM ISOLADORES

Foi utilizando o sistema para detecção e caracterização de defeitos em um isolador retirado de campo.

O isolador utilizado está mostrado na Figura 31, no seu interior existe uma bolha de ar. Devido ao fenômeno de descargas parciais nesta bolha, quando sob alta tensão, ocorreu a quebra da rigidez dielétrica originando um caminho de ar ligando a parte superior à bolha e esta ao pino central. Na Figura 73 está mostrado uma radiografia deste isolador, nesta é destacado um grande vazio, o orifício do pino central de sustentação do isolador, e o caminho aproximado da descarga ocorrida. Não é possível detectar o caminho real da descarga pela radiografia.

A Figura 74 mostra tomografias limiarizadas deste isolador para as linhas indicadas na Figura 73. Para obtenção dos dados deste isolador, foram utilizados nas imagens, o filtro da mediana vertical e os filtros de abertura e fechamento (“método 2”) devido aos bons resultados obtidos por essa combinação sobre o phantom.

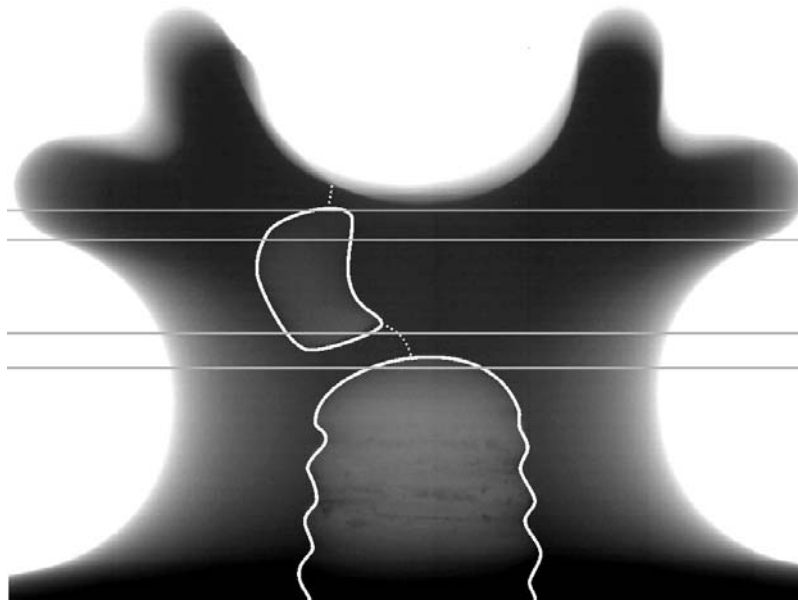


Figura 73: Radiografia do isolador da Figura 31, destacando o vazio principal, o caminho de descarga, o orifício do pino de fixação e as linhas representadas na Figura 74

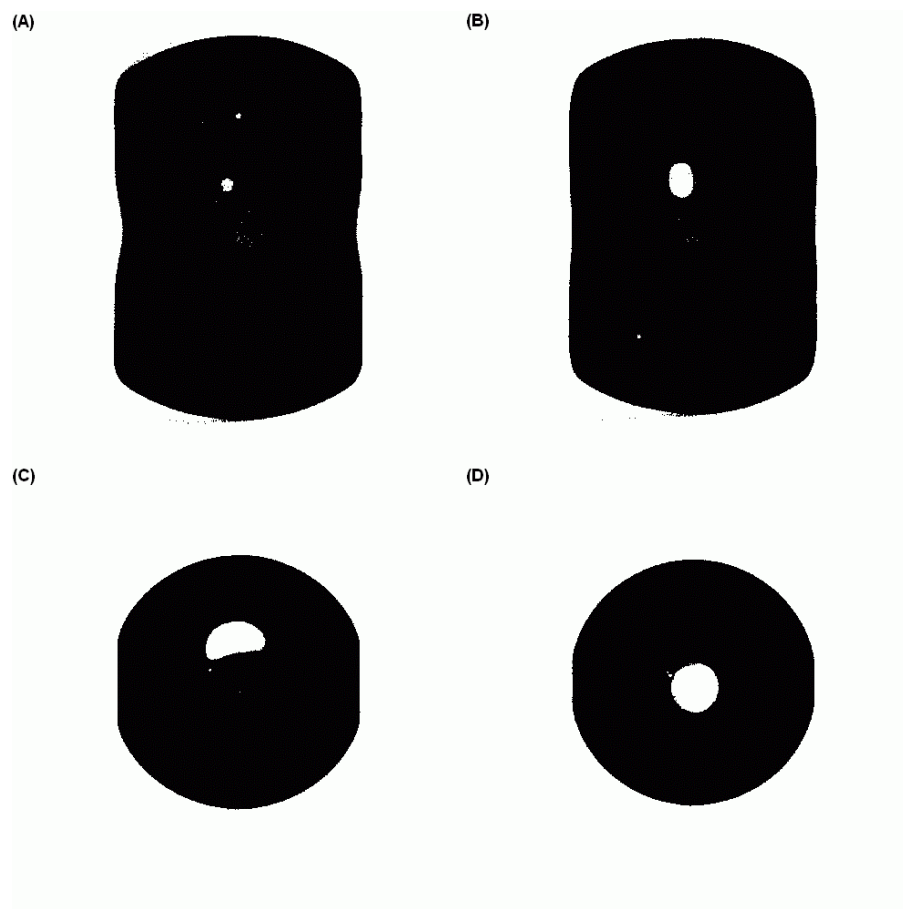


Figura 74: Tomografias limiarizadas para as linhas indicadas na Figura 73. (A) parte superior do vazio principal e pequeno vazio encontrado; (B) vazio principal e outro pequeno vazio encontrado; (C) caminho da descarga próximo ao vazio maior; (D) caminho da descarga próximo ao pino central.

Devido à descarga ocorrida neste isolador, ao realizar o cálculo da conectividade, o programa encontrou a ligação entre a área externa, a bolha de ar, e o pino central deste, impossibilitando assim a obtenção do volume do vazio principal. Para obtenção deste volume foi, então, realizado o cálculo da conectividade considerando apenas as tomografias da região onde se localizava o vazio principal. Os volumes dos outros vazios foram obtidos pela análise de todas as imagens tomográficas.

O tamanho dos vazios encontrados é dado na Tabela 10. Aqui foram encontrados 826 prováveis falsos objetos, o maior deles possui menos de $0,25 \text{ mm}^3$. Este e todos aqueles com volume superior a $0,04 \text{ mm}^3$ estão concentrados a menos de 30 pixels (1,5 mm) do centro de rotação do sistema, tornando duvidosa a existência destes defeitos. Assim, pode-se considerar que o isolador em análise possui apenas 3 vazios no seu interior.

Tabela 10: Volume dos vazios reais do isolador

	Volume (mm^3)
Vazio principal	1258
Vazio 2	1,895
Vazio 3	0,421

5. CONCLUSÃO

O método tomográfico se mostrou uma forma não-destrutiva muito eficiente para obtenção do volume em vazios no interior de objetos. Com este sistema foi possível observar vazios com volume inferior a um milímetro cúbico. O limiar de visão não pôde ser claramente definido devido à dificuldade para gerar vazios conhecidos com dimensões inferiores.

As distorções causadas quando utilizada a aproximação do feixe paralelo foram praticamente eliminadas com a correção do feixe em leque. Foi possível visualizar algumas distorções dadas pela abertura cônica do feixe nas tomografias mais distantes ao feixe central, porém estas distorções não causaram influências no processo de limiarização. As distorções mais evidentes foram causadas em interfaces planas, paralelas ao plano tomográfico, devido ao fato da abertura cônica do feixe fazer com que estes cruzassem essa interface. Porém em defeitos reais esse efeito será dificilmente visualizado, visto que é improvável a existência de defeitos planos.

A utilização de filtros sobre as imagens apresentou melhoria nos resultados. O resultado mais relevante foi obtido com a subtração da imagem escura e a correção do campo luminoso, pois estes prevêm e corrigem os comportamentos distintos de cada fotodiodo do *flat-panel*, portanto não geram perdas de informação da imagem.

O filtro da mediana também apresentou resultados satisfatórios na remoção de ruídos. No plano tomográfico este foi utilizado com janela 3x3, apresentando grande remoção de ruídos gerados durante a reconstrução tomográfica. A utilização do filtro da mediana volumétrica vertical com janela 1x1x5 compara imagens tomográficas distintas eliminando os elementos que não estejam presentes em pelo menos 3 tomografias vizinhas, eliminando conseqüentemente, os ruídos de maiores dimensões característicos de um plano tomográfico.

O papel principal dos filtros de abertura e fechamento foi eliminar vazios com diâmetro menor que 3 pixels. Este tipo de defeito não pôde ser caracterizado por este sistema tomográfico, pois foram confundidos com ruídos presentes na imagem, então caso sejam defeitos reais, seriam desprezados.

Os filtros passa-baixa, além de despendem de pouco tempo para sua utilização, removem imperfeições da imagem tornando o histograma contínuo, contribuindo no processo de limiarização. Mas estes filtros apresentaram perdas significativas na exatidão dos resultados, tornando inviável a sua utilização.

A normalização das imagens tomográficas desprezando 3% dos pixels que sobressaem da imagem, garantiram um histograma com ótimo aproveitamento da escala do tons de cinzas, tornando os vales e picos deste bem definidos. Essa técnica apresentou também grande eficácia na solução de problemas de normalização causados pelo efeito de *hardening*.

O método de detecção do limiar seleciona o vale mais próximo do centro do histograma utilizando como referência 10 tons de cinza vizinhos. Esta técnica, embora simples, se mostrou eficiente em todas as imagens obtidas.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Desenvolvimento de um suporte para alinhamento preciso da fonte de raios X, mesa giratória e *flat-panel*: Assim, seria conhecida com maior precisão a posição do centro de rotação e os efeitos causados pela abertura do feixe em cone poderiam ser reduzidos.

Desenvolvimento de rotinas para correção do feixe em cone. O atual algoritmo prevê a abertura do feixe em leque, porém a fonte de raios X apresenta uma abertura cônica, causando algumas distorções nas fatias tomográficas mais distantes do feixe central.

Desenvolvimento de um phantom com vazios conhecidos com maior precisão, para uma melhor caracterização do sistema.

Utilização de redes neurais artificiais para reconhecimento dos vazios, de forma mecânica.

Análise do comportamento dos fotodiodos do *flat-panel*, para obter uma relação matemática mais precisa para realizar a correção do campo luminoso.

Aproveitamento da ampliação causada pelo feixe cônico, para visualização de objetos de menores dimensões.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA

- [1] KIKUCHI, T. et al. *Survey on the use of non-ceramic composite insulators*. IEEE TDEI, vol. 6, n. 5, p. 548-556, 1999.
- [2] HACKAM, R. *Outdoor HV Composite Polymeric Insulator*. IEEE TDEI, vol. 6, n. 5, p. 557-585, 1999.
- [3] AZEVEDO, D. F. G., ZWETSCH, I. C., ROCHA, M. F., *Simulador de Tomógrafo – Imagens médicas*. Disponível em: <http://www.ipct.pucrs.br/dario/auladigital/apresentacao/SIMULADOR%20TC.doc> acesso em 10/06/2006
- [4] QUOIRIN, N. S. R., *Diagnóstico de Defeitos em Madeira por Tomografia de Raios X*, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004, 130 f.
- [5] RAO, D.V., YUASA, T., AKATSUKA, T., CESAREO, R., GIGANTE, G. E., TAKEDA, T., *Tomographic images of few soft materials and embedded biological soft using tube source of X-rays at optimum energy*, NDT&E International 39, 2006, p. 34-38
- [6] RIBEIRO, E. P., *Tomografia de susceptibilidade magnética com magnetômetro supercondutor squid*, Tese de Doutorado, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1996, 113 f.
- [7] STEWART, R. R., *Exploration Seismic Tomography: Fundamentals*, Society of Exploration Geophysicists, Notes Course Series, vol. 3, 1991
- [8] MEDEIROS, L. F. *Reconstrução de Imagens Tomográficas com redes neurais parcialmente conectadas*, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2001.
- [9] KLOCK, M. C. L. *Desenvolvimento de um Sistema Tomográfico Computadorizado de Terceira Geração Aplicado a Ensaios não-Destrutivos Utilizando-se Écrans e Câmera CCD*. Dissertação de Mestrado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2002.
- [10] OLIVEIRA, K. S. *Fundamentos de Radiodiagnóstico por Imagem*, Disponível em <http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/>, acesso em 20/01/2006

- [11] DOVE, E. L., *Notes on Computerized Tomography*, Physics of Medical Imaging, 2001
- [12] HAMAMATSU PHOTONICS K. K., *X-ray Flat Panel Sensor – Application Manual*, Revision 4.08, 2003
- [13] KAK, Avinash C. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, 1987.
- [14] SANCHES, J. I., MARTINS, V., RIBEIRO, E. P., *Avaliação da Taxa de Compressão de Projeções de Tomografia Computadorizada*, Disponível em: http://www.uniandrade.br/simposio/pdf/comp_107.pdf, acesso em 10/06/2006
- [15] KIM, H. Y. disponível em <http://www.lps.usp.br/~hae/psi2651/tomografia/transp.pdf>, acesso em 25/01/2006.
- [16] HERMAN G. T. *Image Reconstruction from Projections*, Academic Press, 1980.
- [17] BUTKOV, E. *Física Matemática*, Traduzido por CARVALHO, J. B. P. F., Editora LTC, 1988.
- [18] PRESS, W. H., TEUKOLSKY, S. A., VETTERLING, W. T., FLANNERY, B. P. *Numerical Recipes in C - The Art of Scientific Computing*, Second Edition, Cambridge University Press, 1992. Disponível em <http://www.nr.com>
- [19] PEDRINI, H. *Realce de Imagens*, Disponível em <http://www.inf.ufpr.br/~helio>, acesso em 26/04/2005
- [20] PEDRINI, H. *Fundamentos de Imagens Digitais*, Disponível em <http://www.inf.ufpr.br/~helio>, acesso em 05/04/2005
- [21] ALBUQUERQUE, M. P., CANER, E. S., MELLO, A. G., ALBUQUERQUE M. P. *Análise de Imagens e Visão Computacional*, Disponível em <http://mesonpi.cat.cbpf.br/e2004/docs/G7-marcio.pdf>
- [22] PEDRINI, H. *Segmentação de Imagens*, Disponível em <http://www.inf.ufpr.br/~helio>, acesso em 20/06/2005

- [23] GONZALEZ, R. C. and WOODS, R.E. *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, New York, 1992.
- [24] GODOI, W. C., *Detecção de Defeitos em Isoladores Poliméricos por Radiografia Digital*, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2005. 68 f.
- [25] PEDRINI, H. *Morfologia Matemática*, Disponível em <http://www.inf.ufpr.br/~helio>, acesso em 20/06/2005
- [26] FACON, J. *Morfologia Matemática: Teoria e Exemplos*. Impresso na Ed. Univ. Champagnat da PUC, PUCPR, Curitiba, 1996.
- [27] WANGENHEIM, A. *Reconhecimento de Padrões*, disponível em: <http://www.inf.ufsc.br/~awangenh/RP/imagens.html> acesso em 18/01/2006
- [28] PEDRINI, H. *Representação e Descrição*, Disponível em <http://www.inf.ufpr.br/~helio>, acesso em 20/06/2005
- [29] MESSIAS, A. R. *Porta Paralela*, Disponível em <http://www.rogercom.com>
- [30] MEDEIROS, N. G., SILVA, E. A., NOGUEIRA, J. R., *Segmentação morfológica de imagens utilizando o gradiente morfológico multi-escala*, Disponível em http://www2.prudente.unesp.br/rbc/_pdf_54_2002/54_08.pdf acesso em 19/01/2006
- [31] DIAS, C. S. B., BELTRAMINI, G. C., RADICCHI, L. A., GOTO, R. E. *Reconstrução de Imagem na Tomografia de Transmissão*, Disponível em <http://www.prp.unicamp.br/pibic/congressos/xiiicongresso/paineis/024371.pdf> acesso em 13/03/2006
- [32] SWART, B., CASHMAN, M., GUSTAVSON, P., HOLLINGWORTH, J. *Borland C++ Builder 6 Developer's Guide*, Sams Publishing, 2003
- [33] REISDORPH, K., HENDERSON, K. *Teach Yourself Borland C++Builder in 21 Days*, 1997

- [34] CHANDRASEKARAN, S., THAVAVEL, V., KRISHNA, M.C., MURUGESAN, R. *Evaluation of a Stochastic Reconstruction Filter for EMR Tomography*, Proceedings of the International Conference on Cognition and Recognition, Disponível em http://www.studentprogress.com/appln/colleges/cogrec/Papers/G_11.pdf

- [35] Image Processing Toolbox - For Use with MATLAB